Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik der FU Berlin
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. med. R. Schröder

VEKTORKARDIOGRAPHISCHE VERÄNDERUNGEN BEI HYPERTONIE IM ABLEITUNGSSYSTEM NACH FRANK

– Zur Diagnostik der Linkshypertrophie –

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hildebrandt, Joachim
aus Berlin

1973

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik der FU Berlin

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. R. Schröder

Vektorkardiographische Veränderungen bei Hypertonie im Ableitungssystem nach FRANK

- Zur Diagnostik der Linkshypertrophie -

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hildebrandt, Joachim
aus Berlin

Referent : Prof. Dr. V. A. Meyer

Korreferent: Prof. Dr. Schmutzler

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 1o. Oktober 1973

Vektorkardiographische Veränderungen bei Hypertonie im Ableitungssystem nach FRANK

- Zur Diagnostik der Linkshypertrophie -

G L I E D E R U N G

			Seite
I	Einleitung	Kurze Übersicht über die Entwicklung der Vektorkardiographie	2
		Ziel der Arbeit	
II	Material		6
III	Methodik		9
IV	Ergebnisse		
	1. Meßwerte		13
	2. Verhalten der Momentan- und Maximalvektoren		16
	3. Umlaufrichtung der Vektorschleifen		2o
	4. Blutdruckabhängigkeit		23
V	Diskussion		
	1. Literaturvergleich		
	a) QRS-Schleife bei normalem Herzbefund		32
	b) QRS-Schleife bei Linksherzbelastung		38
	c) Verhalten des QRS/T-Winkels		42
	2. Entwicklung quantitativer Kriterien zur LVH-Diagnose		
	a) Punktsystem zur LVH-Diagnose		44
	b) Gegenüberstellung mit LVH-Kriterien aus der Literatur		49
VI	Vergleich VKG - EKG		51
VII	Zusammenfassung		57
VIII	Literaturverzeichnis		59
IX	Lebenslauf		65

E I N L E I T U N G

Bei der elektrischen Erregung des Herzens treten, wie bei jedem anderen Gewebe auch, Potentialdifferenzen auf. Der erregte Teil des Myokards verhält sich dabei elektrisch negativ gegenüber den unerregten Teilen. Da der menschliche Körper einen räumlichen Leiter bildet und so die Aktionsströme des Herzens in drei Dimensionen fortgeleitet werden, kann man von den verschiedensten Stellen der Körperoberfläche die Spannungsschwankungen dieses elektrischen Feldes abgreifen und als Elektrokardiogramm registrieren. Eine Berücksichtigung des vektoriellen Charakters dieser Potentialveränderungen findet sich praktisch schon 1913 bei Einthoven (18), der mit der Beschreibung von Richtung und manifester Größe von Potentialschwankungen im menschlichen Herzen in Form der drei Standardableitungen und der Bestimmung der elektrischen Herzachse eigentlich bereits Angaben über ein Vektorkardiogramm (VKG) in der Frontalebene macht.

Mit der Weiterentwicklung der Elektrotechnik und der Einführung von Verstärkerröhren und Kathodenstrahloszillographen in die Medizin nahm auch die Vektorkardiographie ihren entscheidenden Fortgang. Die nun möglich gewordene trägheitslose Registrierung von Spannungsschwankungen im Millivoltbereich benutzte in Deutschland Schellong (5o), um mit Hilfe einer neuen Elektrodenanordnung die Vektorschleife in der Frontalebene darzustellen. Ungefähr zur gleichen Zeit, aber voneinander unabhängig, veröffentlichten Kimura in Japan und Wilson in den Vereinigten Staaten zwei weitere Ableitungssysteme. Wilson (6o) stützte sich dabei auf die von Einthoven angegebenen Extremitätenableitungen und führte, um eine räumliche Darstellung zu ermöglichen, eine vierte Elektrode ein, die auf dem Rücken des Patienten plaziert wurde (Tetraedermethode).

Nach dem 2. Weltkrieg entwickelten zunächst besonders Duchosal und Sulzer (17) die Vektorkardiographie mit der Beschreibung einer neuen Methode weiter. Sie läßt eine Aufzeichnung der Vektorschleifen in allen drei Ebenen des Raumes zu. Die benötigten Elektroden werden an vier Eckpunkten eines gedachten und in den Körper des Patienten projezierten Würfels plaziert. Das 1951 von Grishman und Scherlis (21) veröffentlichte "cube system" basiert auf einer ganz ähnlichen Elektrodenanordnung.

Inzwischen schien auch die Diskussion um das Herz als Quelle elektrischer Felder eindeutig mit der Bestätigung des vektoriellen Charakters der Aktionsspannungen zum Abschluß gekommen zu sein (4, 14). Einen weiteren Fortschritt brachte dann die Einführung von korrigierten orthogonalen Ableitungssystemen durch Schmitt und Simonson (51), Frank (2o), Helm (24) und McFee und Parungao (36). Mit der Verknüpfung der Ableitungselektroden über ein Netz von Widerständen (s. Abb. 1) ist eine Kompensation der exzentrischen Herzlage und der Inhomogenität des das Herz umgebenden elektrischen Leiters gewährleistet. Die theoretischen Voraussetzungen wurden zuvor an Tierexperimenten und Torsomodellen studiert. Ob jedoch für den Praktiker eine physikalisch exakte Dipoldarstellung auch die optimale klinische Information beinhaltet, wird noch heftig diskutiert (37, 52). In mehreren Untersuchungen (1, 8, 19, 29, 43, 48, 49) werden die verschiedensten Ableitungssysteme miteinander verglichen. Besonders hervorgehoben wird die gute Übereinstimmung der nach Frank registrierten Vektorschleifen mit dem SVEC III-System von Schmitt und Simonson (8, 19). Pathologische Veränderungen lassen sich jedoch mit Hilfe aller Ableitungsmethoden erkennen. Für den klinischen Routinebetrieb ist es wichtig, ein möglichst praktisches und unkompliziertes System an der Hand zu haben. Diese Voraussetzungen sind mit dem System von Frank, es werden lediglich sieben Elektroden benötigt, gegeben, und so wurde diese weltweit eingeführte Methode der vorliegenden Arbeit zugrunde gelegt.

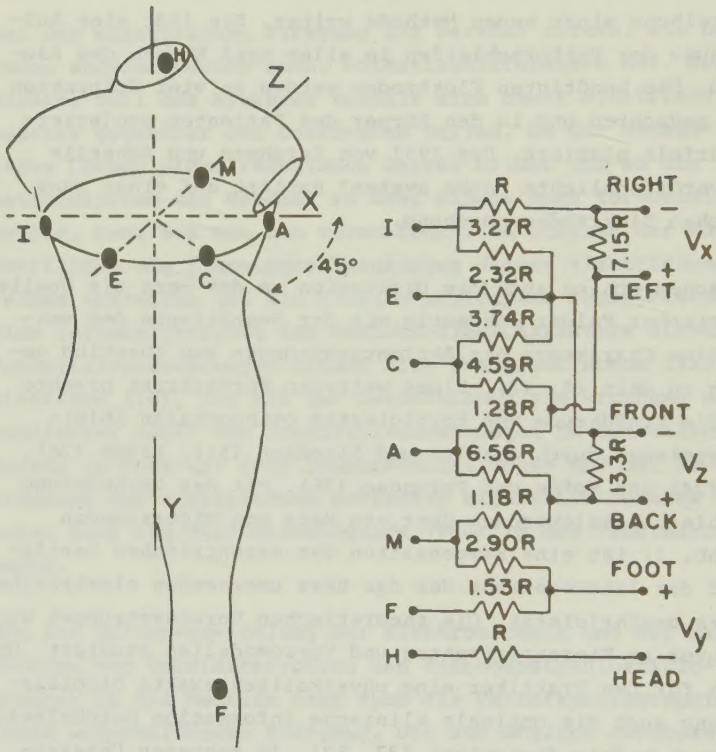


Abbildung 1: Elektrodenlage des FRANK'schen Systems.
A, C, E, I und M liegen in der Horizontalebene in Höhe des 5. ICR.

A = mittlere Axillarlinie links
I = mittlere Axillarlinie rechts
E = Mediallinie vorn
M = Mediallinie hinten
C = zwischen E und A mit einem Winkel von 45°
H = am Hals hinten
F = am linken Unterschenkel

R = 100.000 Ohm

Die Abb. 1 gibt die Lage der mit A, I, E, M, C, H, F bezeichneten Elektroden sowie die Richtung der aufeinander senkrecht stehenden skalaren Ableitungsachsen X, Y, Z an. Weiterhin ist das von Frank angegebene Schaltbild für die entsprechenden bipolaren Ableitungen Vx, Vy, Vz wiedergegeben.

Die Zielsetzung dieser Untersuchung besteht darin, anhand eines in bezug auf die veränderte Hämodynamik relativ homogenen Patientenkollektivs und eines vergleichbaren Normalkollektivs die elektrischen Erregungsvorgänge am Herzen zu beschreiben, die sich im Vektorkardiogramm bei Belastung der linken Kammer durch eine arterielle Hypertension ergeben. Die mit Hilfe einfacher, manueller Auswertung erhaltenen Meßdaten werden entsprechenden Ergebnissen aus der Literatur gegenübergestellt. Ferner soll versucht werden, Kriterien für die Diagnose einer vorliegenden Linkshypertrophie (LVH) zu erarbeiten und den Informationsgehalt des VKG mit dem des EKG zu vergleichen.

M A T E R I A L

Die in der vorliegenden Arbeit vektorkardiographisch untersuchten 75 Patienten (48 Männer und 27 Frauen), bei denen eine arterielle Hypertension besteht, sind nach eingehender klinischer Diagnostik zur Abklärung der Ätiologie der Hypertonie - Ausschluß bzw. Bestätigung eines Phäochromozytoms, entzündlicher Nierenerkrankungen oder Nierenarterienstenosen - in laufender ambulanter Überwachung. x)

Das Spektrum der Verlaufsformen reichte von leichten, labilen und mittelschweren, relativ gut zu beeinflussenden Hypertonien bis zu schweren Krankheitsbildern mit malignem Verlauf. Im einzelnen konnten 6o essentielle und 15 renal bedingte Hypertonien diagnostiziert werden. In der letzten Gruppe sind 9 Patienten mit ein- oder beidseitiger Nierenarterienstenose enthalten.

Der durchschnittliche Blutdruck aus dem letzten halben Jahr, das Routine-EKG mit den 12 konventionellen Ableitungen sowie der in den meisten Fällen vorliegende Thorax-Röntgenbefund wurden dem VKG-Befund gegenübergestellt. Ein abgelaufenes Infarktgeschehen wurde anamnestisch ausgeschlossen. Hatte sich trotzdem ein Infarktverdacht im EKG ergeben, wurden die VKG-Daten nicht oder nur teilweise verwertet.

Als Vergleichskollektiv diente eine Gruppe von 5o Normalpersonen (22 Männer und 28 Frauen), die die medizinische Poliklinik wegen anderer als Herz- oder Kreislaufbeschwerden aufsuchten. Alle Patienten hatten einen normalen Herz- und Lungenbefund, normotonen Blutdruck und waren nicht digitalisiert.

---

x) An dieser Stelle sei den Herren Prof. Dr. Dißmann, Dr. Lohmann und Dr. Molzahn für die freundliche Überlassung der Patientenakten und Untersuchungsbefunde gedankt.

Die Alters- und Geschlechtsverteilung sowie das Durchschnittsalter der beiden Patientengruppen ist in Abb. 2 dargestellt. Abbildung 3 zeigt den mittleren diastolischen Blutdruck der Hypertoniker aus dem letzten halben Jahr. Auf diese drei Blutdruckgruppen wird weiter unten noch eingegangen.

ALTERS–UND GESCHLECHTSVERTEILUNG

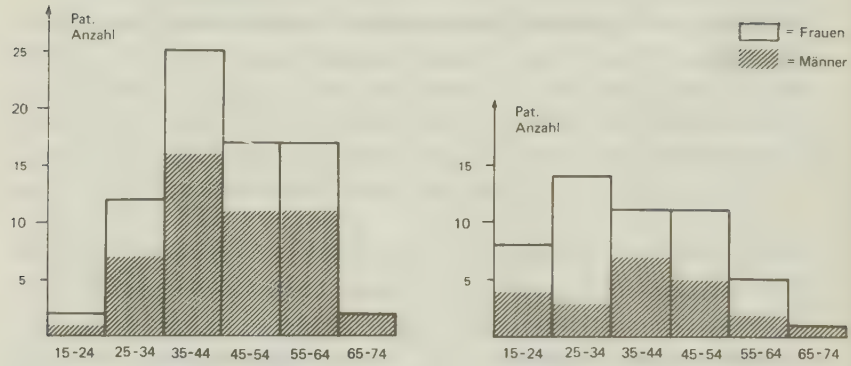


Abb. 2

HYPERTONIE – GRUPPE

Altersdurchschnitt: 44,9 Jahre

NORMALGRUPPE

Altersdurchschnitt: 37,7 Jahre

DIASTOLISCHER BLUTDRUCK

BEI 75 HYPERTONIKERN

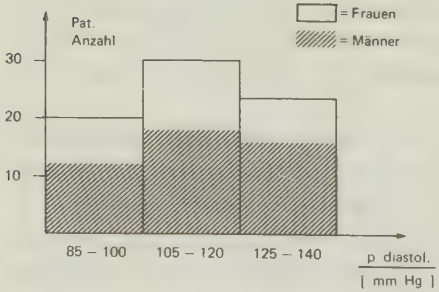


Abb. 3

M E T H O D I K

Die Vektorkardiogramme wurden mit dem Sanborn 15o7 A Registriergerät und dem angeschlossenen Sanborn 78o-GA Sichtgerät der Firma Hewlett Packard aufgenommen. Der Eingangswiderstand von 5o kOhm entspricht dem von Frank angegebenen Bereich (2o). Die Brustwandelektroden wurden mit Hilfe selbsthaftender Folienplättchen in Höhe des 5. ICR - bezogen auf den Sternalrand - plaziert.

Bei den Patientinnen wurde die C-Elektrode stets unterhalb der linken Mamma befestigt. Die sich dabei des öfteren ergebene Verschiebung der Elektrode aus der Ableitungsebene im 5. ICR ist nicht überzubewerten, da C lediglich als Korrektion für Vx dient und mit nur 27 % an dem Gesamtwiderstand des negativen Pols von Vz beteiligt ist. Auf Vy hat C überhaupt keinen Einfluß (Frank).

Die Registrierung wurde am liegenden Patienten unter Ruhebedingungen vorgenommen. Vom Oszillographenschirm des Sichtgerätes photographierte eine synchron gekoppelte Polaroidkamera die Vektorschleifen in allen drei Ebenen: horizontal (H), frontal (F) und nach den internationalen Vereinbarungen (12, 13, 23) linkssagittal (SL). Der Umlaufsinn der QRS-Schleifen ist durch die Tropfenform der einzelnen Momentanvektorpunkte festgelegt. Zur genaueren Bestimmung des isoelektrischen Nullpunktes und des Umlaufsinns der T-Schleife wurde auch eine Teilvergrößerung der Vektorschleife aufgenommen. Durch eine vierhundertmalige Unterbrechung des Kathodenstrahles pro Sekunde konnte der zeitliche Ablauf der Ventrikeldepolarisation in Abständen von 2,5 msec verfolgt werden. Die erhaltenen ca. 9,5 cm x 7,5 cm großen Photos wurden direkt ausgemessen. Im Nullpunkt der Vektorschleifen kreuzen sich jeweils zwei der drei Raumachsen und teilen so jede Ebene in 4 Quadranten.

Die Winkel in den beiden inferioren bzw. anterioren Quadranten (nach Helm I und II) wurden im Uhrzeigersinn positiv von 0^{o} bis $+180^{o}$, die in den beiden superioren bzw. posterioren Quadranten (III und IV) im Gegenuhrzeigersinn negativ von 0^{o} bis -180^{o} gemessen (s. a. Abb. 4).

Folgende Parameter wurden bei jedem Patienten bestimmt:

1. Richtung der Momentanvektoren in allen Ebenen, 1o, 2o und 3o msec nach dem Beginn der Kammerdepolarisation,

2. Größe, Richtung und Zeitpunkt der Maximalvektoren in allen Ebenen,

3. Größe und Zeitpunkt des räumlichen Maximalvektors Vmax, sowie die Richtung der Projektionen dieses Vektors in alle Ebenen,

4. Umlaufsinn der QRS-Schleife in allen Ebenen, Umlaufsinn der T-Schleife in der Horizontalebene,

5. QRS/T-Winkel in der Horizontalebene

6. Verhältnis von Länge zu Breite der horizontalen QRS-Schleife.

ad 1: Hier wurde der Winkel zwischen der kürzesten Verbindung vom Nullpunkt zu den Momentanvektorpunkten und der als Abszisse fungierenden Ableitungsachse (X-Achse in der Horizontal- und Frontalebene bzw. Z-Achse in der Sagittalebene) mit den oben beschriebenen Vorzeichen in Grad gemessen. Diese Winkel wurden bezeichnet als z. B.: H^{o} 1o msec, F^{o} 3o msec, SL^{o} 2o msec.

ad 2: In einer Ebene mit einem zweiachsigen kartesischen Koordinatensystem kann man einen bestimmten Punkt beschreiben:

1. als Schnittpunkt von Parallelen zu den beiden Achsen, wobei man den Abszissen- und Ordinatenwert des Schnittpunktes angibt (Festlegung nach Raumkoordinaten) oder

2. durch zwei Zahlen in bezug auf einen Strahl, der vom Nullpunkt ausgeht und durch den festzulegenden Punkt läuft. Die erste Zahl gibt den Abstand des Punktes vom Ursprung des Strahles an, die zweite Zahl den Winkel, den der Strahl und die Abszisse miteinander bilden.

Mit Hilfe des letzteren Systems von Polarkoordinaten wurde der am weitesten vom Nullpunkt entfernte Vektorschleifenpunkt (Maximalvektor) festgelegt. Als Abkürzungen wurden verwandt: VH, VSI, VF für die Größe (gemessen in Millivolt) und $SL^{\circ}t_2$, $H^{\circ}t_2$, $F^{\circ}t_2$ für die Richtung des maximalen Flächenvektors (gemessen in Grad). Der Index t_2 weist auf die Abhängigkeit der Maximalvektoren vom zeitlichen Erregungsablauf der Ventrikeldepolarisation hin. Jedem Maximalvektor wurde der entsprechende Zeitpunkt t_2, gemessen in Millisekunden, zugeordnet. Durch Auszählen der 2,5 msec auseinanderliegenden Momentanvektorpunkte konnte dieser Zeitpunkt festgestellt werden. Die schlechte photographische Wiedergabe des Nullpunktbereichs durch Überstrahlung und Schwankungen wurde durch Ausschnittsvergrößerungen und "Rückwärtszählen" umgangen (s. a. Lyon und Belletti (32)).

ad 3: Betrachtet man die elektrischen Erregungsvorgänge am Herzen nicht zweidimensional, d. h. projiziert in eine der drei Ableitungsebenen, sondern als räumlichen Vorgang, so kann man einen sich dauernd in Richtung und Größe verändernden Raumvektor bestimmen. Die Umhüllungskurve aller Vektorspitzen ergibt dann eine räumliche Vektorschleife, die man z. B. als Drahtschlinge rekonstruieren kann (Wenger).

Nach Bestimmung des Zeitpunktes t_1 (msec), zu dem dieser Raumvektor seine maximale Größe erreicht, konnte die zugehörige Potentialdifferenz berechnet werden. Dabei wurde das System der Angabe von Polarkoordinaten zugunsten der Auswertung nach Raumkoordinaten (s. unter ad 2) verlassen. Die dem Zeitpunkt t_1 entsprechende Projektion des Vmax in eine der drei Ebenen des Raumes wurde durch den Abszissen- und Ordinatenwert der jeweiligen Flächenachsen festgelegt. Von den so für die X-, Z- und Y-Achse gewonnenen drei Wertepaaren wurde der Mittelwert gebildet und nach dem Satz des Pythagoras der räumliche Maximalvektor errechnet.

Formel: $Vmax = \sqrt{x^2 + z^2 + y^2}$ (mV).

Neben der Bestimmung von Zeitpunkt und Größe des räumlichen Maximalvektors wurde auch die Richtung der Projektionen des Vmax in die drei Ebenen als Winkel in Grad gemessen. Als Abkürzung für diese drei Parameter wurde $H^{\circ}t_1$, $SL^{\circ}t_1$ und $F^{\circ}t_1$ verwandt.

Dadurch daß der räumliche Maximalvektor und somit auch seine Projektionen im Gegensatz zu den Maximalvektoren durch einen einheitlichen Zeitpunkt t_1 charakterisiert sind, wird verständlich, daß z. B. die Richtung des Maximalvektors in der Sagittalebene ($SL^{\circ}t_2$) nicht zwangsläufig mit dem Winkel der Projektion des Vmax in die Sagittalebene ($SL^{\circ}t_1$) übereinstimmen muß; denn nur selten nimmt die Ventrikeldepolarisation in allen drei Ebenen gleichzeitig das größte Ausmaß an. Trifft dies doch einmal zu, so ist t_1 mit den Zeitpunkten t_2 identisch, und die Winkel der Maximalvektoren ($H^{\circ}t_2$, $SL^{\circ}t_2$, $F^{\circ}t_2$)sind kongruent zu denen der Projektionen des Vmax ($H^{\circ}t_1$, $SL^{\circ}t_1$, $F^{\circ}t_1$). Zu diesem Unterschied zwischen Maximalvektoren in einer Ebene und der Projektion des räumlichen Maximalvektors in diese Ebene siehe auch Draper (16) und Arnaud (3).

ad 4: Bei der Orientierung der QRS- und T-Vektorschleifen wurden folgende Umlaufmöglichkeiten unterschieden:

1. Gegenuhrzeigersinn
2. Uhrzeigersinn
3. 8-förmiger Verlauf

ad 5: Zur Erfassung der Repolarisationsstörungen wurde der Winkel zwischen $H^{\circ}t_1$ und dem Maximalvektor der T-Schleife in der Horizontalebene gemessen.

ad 6: Bei Belastung des linken Ventrikels soll es zu einer Elongierung und Verschmälerung der horizontalen QRS-Schleife kommen (Lichtlen (31), Chuan/Helm (11), Massie/Walsh (33)). Zur Quantifizierung wurde ein Quotient aus der Längsausdehnung der horizontalen QRS-Schleife und dem dazu im rechten Winkel stehenden größten Querdurchmesser gebildet.

Zur Überprüfung des Meßfehlers wurde ein Teil der Polaroidphotos mit einem Bildwerfer auf das Vierfache vergrößert und dann nochmals ausgemessen. Dabei ergab sich für die Winkelwerte eine maximale Abweichung von zwei Grad. Für die Vektorgrößen lag die Differenz unter drei Prozent.

E R G E B N I S S E

IV 1. Alle Ergebnisse von den 25 bestimmten Parametern sind für die beiden Patientengruppen getrennt, mit Mittelwert und Standardabweichung in Tab. 1 aufgeführt. Eine Gegenüberstellung der Wertepaare erfolgte nach dem beidseitigen t-Test. Die Signifikanz des Unterschieds ist ebenfalls in der Tabelle wiedergegeben.

Sowohl für die errechneten Potentialdifferenzen des räumlichen Maximalvektors als auch für die direkt gemessenen Voltagen der maximalen Flächenvektoren läßt sich bei den Hypertonikern eine hoch signifikante Vergrößerung feststellen. Im Vergleich zum Normalkollektiv tritt hier eine breitere Streuung der Meßwerte auf. Der größte Flächenvektor findet sich bei Normotonie mit 1,23 mV in der Frontalebene, bei Hypertonie mit 1,62 mV in der Horizontalebene. Der Maximalvektor nimmt bei beiden Gruppen den kleinsten Wert in der Sagittalebene an.

Bei Belastung des linken Ventrikels kommt es zu einer Verzögerung der Erregungsausbreitung. Der Zeitpunkt des Vmax liegt bei den Hochdruckpatienten mit 46,2 msec um 7,5 msec hoch signifikant später.

Eine grundsätzliche Konfigurationsänderung der horizontalen QRS-Schleife im Sinne einer Elongierung kann nicht festgestellt werden. Die beiden Mittelwerte des Länge/Breite-Verhältnisses entsprechen einander und zeigen eine weite Streuung. Der in der Horizontalebene bestimmte QRS/T-Winkel ist im Hypertoniekollektiv sehr deutlich auf über das Doppelte des Normalbefundes vergrößert. Auch hier liegen die Einzelwerte beim Normalkollektiv dichter zusammen.

		Normalkollektiv n = 50	Hypertoniekollektiv n = 75	Signifikanz
räumlicher Maximalvektor	Vmax (mV)	$\bar{x}$ = 1,29 s = ±0,30	$\bar{x}$ = 1,72 s = ±0,43	2 p < 0,001
maximaler Flächenvektor (mV)	H	$\bar{x}$ = 1,11 s = ±0,26	$\bar{x}$ = 1,62 s = ±0,44	2 p < 0,001
	SL	$\bar{x}$ = 0,82 s = ±0,30	$\bar{x}$ = 1,14 s = ±0,45	2 p < 0,001
	F	$\bar{x}$ = 1,23 s = ±0,31	$\bar{x}$ = 1,58 s = ±0,40	2 p < 0,001
Zeitpunkt des räuml. Maximalvektors	t_1 (msec)	$\bar{x}$ = 38,7 s = ± 4,2	$\bar{x}$ = 46,2 s = ± 6,0	2 p < 0,001
QRS	Länge / Breite	$\bar{x}$ = 1,81 s = ±1,39	$\bar{x}$ = 2,03 s = ±1,38	2 p < 0,40
QRS/T-Winkel in Horizontalebene (Grad)		$\bar{x}$ = 40° s = ±21° 30'	$\bar{x}$ = 100° 30' s = ± 58° 30'	2 p < 0,001
Horizontalebene	H° 10 msec	$\bar{x}$ = +102° 30' s = ± 26°	$\bar{x}$ = +108° s = ± 35°	2 p < 0,40
	H° 20 msec	$\bar{x}$ = + 60° s = ± 29°	$\bar{x}$ = + 58° s = ± 38° 30'	2 p < 0,80
	H° 30 msec	$\bar{x}$ = + 13° s = ± 22° 30'	$\bar{x}$ = + 11° s = ± 25°	2 p < 0,70
H° Winkel (Grad) zur Zeit t_1		$\bar{x}$ = - 6° 30' s = ±21°	$\bar{x}$ = - 26° 30' s = ± 25° 30'	2 p < 0,001
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)	$\bar{x}$ = 39,2 s = ± 5,2	$\bar{x}$ = 45,9 s = ± 6,2	2 p < 0,001
H° Winkel (Grad) zur Zeit t_2		$\bar{x}$ = -10° s = ±28°	$\bar{x}$ = - 24° 30' s = ± 26°	2 p < 0,005
Sagittalebene	SL° 10 msec	$\bar{x}$ = -157° 30' s = ± 27°	$\bar{x}$ = -156° 30' s = ± 32° 30'	2 p < 0,90
	SL° 20 msec	$\bar{x}$ = +167° s = ± 26° 30'	$\bar{x}$ = +177° 30' s = ± 36°	2 p < 0,20
	SL° 30 msec	$\bar{x}$ = +106° 30' s = ± 40° 30'	$\bar{x}$ = +118° s = ± 53° 30'	2 p < 0,30
SL° Winkel (Grad) zur Zeit t_1		$\bar{x}$ = + 81° s = ± 32° 30'	$\bar{x}$ = + 40° s = ± 38° 30'	2 p < 0,001
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)	$\bar{x}$ = 42,3 s = ± 8,1	$\bar{x}$ = 51,9 s = ± 6,5	2 p < 0,001
SL° Winkel (Grad) zur Zeit t_2		$\bar{x}$ = +54° 30' s = ±53° 30'	$\bar{x}$ = + 26° s = ± 37°	2 p < 0,001
Frontalebene	F° 10 msec	$\bar{x}$ = -112 s = ± 51° 30'	$\bar{x}$ = -127° 30' s = ± 41° 30'	2 p < 0,30
	F° 20 msec	$\bar{x}$ = - 0° 30' s = ±31°	$\bar{x}$ = - 26° 30' s = ± 53° 30'	2 p < 0,01
	F° 30 msec	$\bar{x}$ = +24° s = ±15° 30'	$\bar{x}$ = + 12° s = ± 15°	2 p < 0,001
F° Winkel (Grad) zur Zeit t_1		$\bar{x}$ = +31° s = ±16°	$\bar{x}$ = + 17° 30' s = ± 20° 30'	2 p < 0,020
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)	$\bar{x}$ = 38,5 s = ± 3,9	$\bar{x}$ = 44,4 s = ± 6,0	2 p < 0,001
F° Winkel (Grad) zur Zeit t_2		$\bar{x}$ = +31° s = ±16°	$\bar{x}$ = + 18° 30' s = ± 22°	2 p < 0,001

Tabelle 1: Vergleich von Normalkollektiv (n = 50) mit den Patienten mit Hypertonie (n = 75). Mittelwerte ($\bar{x}$), Standardabweichung (s) und Signifikanz nach t-Test (beidseitig).

Die Winkel der Momentanvektoren zeigen unter Linksherzbelastung keine statistisch signifikante Veränderung gegenüber normotonen Kreislaufverhältnissen. Die einzige Ausnahme bildet der Vektor F°30msec, der bei Hypertonie um 12° weiter cranial liegt als der entsprechende Normalwert.

Im Normalfall ist die räumliche QRS-Schleife nach links, unten und leicht nach hinten gerichtet. Unter hypertonen Kreislaufbedingungen kommt es zu einer signifikanten Verlagerung der Projektionen des Vmax ($H^{\circ}t_1$, $SL^{\circ}t_1$, $F^{\circ}t_1$) nach weiter dorsal und nach cranial. Zu dem gleichen Ergebnis gelangt man, wenn man sich nur auf die Richtung der maximalen Flächenvektoren ($H^{\circ}t_2$, $SL^{\circ}t_2$, $F^{\circ}t_2$) stützt. Vergleicht man die Zeitpunkte t_2 dieser Maximalvektoren miteinander, so stößt man bei den Hypertonikern auf eine hoch signifikante zeitliche Verzögerung, die in der Sagittalebene fast 10 msec ausmacht. Dagegen ist in Übereinstimmung mit dem Normalkollektiv festzustellen, daß der Maximalvektor während der Ventrikeldepolarisation in zeitlicher Reihenfolge zunächst in der Frontal-, dann in der Horizontal- und schließlich in der Sagittalebene auftritt.

IV 2. In der Abbildung 4 sind die für die Momentan- und Maximalvektoren erhaltenen Winkelwerte graphisch dargestellt. (Absolute Winkelwerte siehe Tab. 1). Der Innenkreis gibt den durchschnittlichen Winkel und dessen Standardabweichung für das Normalkollektiv, der Außenkreis für das Hypertoniekollektiv wieder. Als Maß der Signifikanz ist der Wert von 2p für die jeweiligen Winkelpaare angegeben.

Normalkollektiv: Schwierigkeiten ergaben sich bei der Bestimmung der frühen Momentanvektoren, wodurch der breite Streuungsbereich der Winkel bedingt ist. Die eine Ursache liegt in der wegen seiner Inkonstanz oft schlecht auszumachenden Lage des Nullpunktes, der andere Grund ist in der nahen Lokalisation der Momentanvektorpunkte zu diesem Nullpunkt zu sehen. Geringste Verschiebungen sowohl des Nullpunktes als auch des Momentanvektorpunktes führen zu relativ großen Veränderungen der gemessenen Winkel. Bei den weiter entfernten Maximalvektoren tritt dieses Moment als Ursache für eine weite Streuung in den Hintergrund. Mit $\pm$ 51,5° als Standardabweichung zeigt der F°1omsec Winkel den größten Streubereich. Dagegen liegen die 1omsec Werte für die Horizontal- und Sagittalebene dichter zusammen. Die gleiche Beobachtung machten auch Forkner (19) und Pipberger (41), der das SVEC III-System benutzte.

Der schon weiter oben erwähnte Unterschied zwischen dem Maximalvektor in einer Ebene und der Projektion des Vmax macht sagittal 26,5°, in der Horizontalebene 3,5° und frontal 0° aus.

In der Literatur wird von Bristow (8), Forkner (19) und Pipberger (41) übereinstimmend festgestellt, daß der horizontale Maximalvektor einer weiten Streuung unterliegt und ein kleinerer Teil der Vektoren viel weiter nach dorsal gelegen ist als die meisten übrigen, ohne daß dem eine patho-

logische Bedeutung zukommt. Wegen dieses für die Diagnose einer LVH ungünstigen Verhaltens sind einige Autoren (3, 8, 9, 22, 39, 48, 49) dazu übergegangen, anstelle des maximalen Flächenvektors den die QRS-Schleife halbierenden Vektor (half-area vector) als Parameter auszumessen, der eine Normalverteilung zeigt und eine geringere Standardabweichung besitzt (8). So kann man bei Benutzung der Dorsalverlagerung der QRS-Schleife als diagnostisches Kriterium für den Nachweis einer LVH ein Ansteigen der falsch-positiven Befunde umgehen. Auf eine Bestimmung des half-area vector wurde in der vorliegenden Arbeit verzichtet; als vergleichbare Größe mit ähnlichen Eigenschaften kann man die Projektionen des Vmax ansehen. Wie die half-area Vektoren zeigen auch die Projektionen des Vmax ($SL^{o}t_1$ und $H^{o}t_1$) gegenüber den maximalen Flächenvektoren ($SL^{o}t_2$ und $H^{o}t_2$) eine kleinere Standardabweichung und eine Richtung nach weiter caudal bzw. weniger dorsal. Weiterhin besteht, ähnlich den Angaben von Bristow (8), der in der Frontalebene die geringste Diskrepanz zwischen Maximalvektor und half-area vector fand, praktisch eine Indentität der Vmax-Projektion $F^{o}t_1$ mit dem Winkel $F^{o}t_2$. Sowohl der Mittelwert $\bar{x} = 31^{o}$ als auch die Standardabweichung $s = \pm 16^{o}$ zeigen den gleichen Wert. Daraus folgt, daß auch der Zeitpunkt des Vmax t_1 und der des frontalen Maximalvektors t_2 übereinstimmen müssen, was in der Tat mit t_1 = 38,7 msec und t_2 = 38,5 msec praktisch zutrifft. Da sich der unerwünschte Verteilungsmodus des Maximalvektors in der Horizontalebene $H^{o}t_2$ zwangsläufig auf den des QRS/T-Winkels auswirkt, wurde analog den Messungen des half-area QRS/T-Winkels in der Literatur (8, 9, 39, 48, 49) der Winkel zwischen der horizontalen Projektion des Vmax ($H^{o}t_1$) und der Richtung der T-Schleife bestimmt.

Hypertoniekollektiv: Grundsätzlich treffen die oben gemachten Angaben über die Beziehungen der Maximalvektoren zueinander auch für die Werte des Hypertoniekollektivs zu, nur

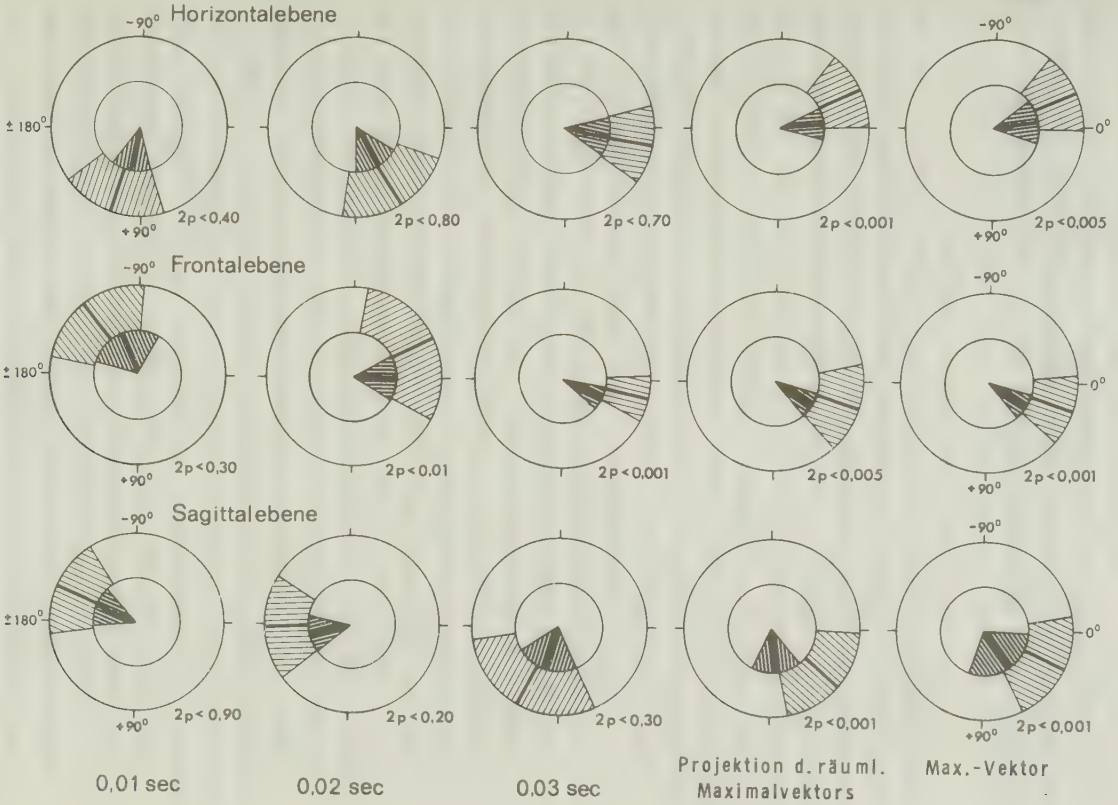


Abbildung 4: Momentanvektoren bei Normo- und Hypertonie.

muß man hier in Rechnung stellen, daß sich die Verhältnisse durch pathologische Veränderungen unterschiedlichen Ausmaßes nicht mehr so scharf trennen lassen, was z. B. in einer allgemeinen Zunahme der Standardabweichung zum Ausdruck kommt. So kann man auch feststellen, daß sich die Winkel $H^{\circ}t_1$ und $H^{\circ}t_2$ bzw. $SL^{\circ}t_1$ und $SL^{\circ}t_2$ unter Linksbelastung aufeinanderzu bewegen, d. h. der Unterschied zwischen Maximalvektor und Projektion des Vmax ist kleiner geworden. Für die Benutzung der Projektionen des Vmax als Parameter zur Diagnostik spricht weiterhin, daß sich diese Winkel bei Hypertonie quantitativ stärker verändern als die entsprechenden maximalen Flächenvektoren: Der Winkel $H^{\circ}t_1$ ist bei der Hypertoniegruppe um $2o^{\circ}$, $H^{\circ}t_2$ um $14,5^{\circ}$ angestiegen; $SL^{\circ}t_1$ hat um 41°, $SL^{\circ}t_2$ nur um $28,5^{\circ}$ abgenommen, und frontal wird der Winkel $F^{\circ}t_1$ um $13,5^{\circ}$ und $F^{\circ}t_2$ um $12,5^{\circ}$ kleiner.

Vergleicht man nun das Verhalten der Maximalvektoren bei Normo- und Hypertonie miteinander, so fällt auf, daß sich die Winkelbereiche trotz statistisch hoch signifikanter Unterschiede teilweise weit überschneiden, wodurch der diagnostische Wert dieser Vektoren wegen zu geringer Spezifität vermindert oder gar in Frage gestellt ist. Davon ausgenommen sind vielleicht die Projektionen des Vmax in die Horizontal- und Sagittalebene.

IV 3. Der Umlaufsinn der QRS-Schleifen und der horizontalen T-Schleife bei Normo- und Hypertonie ist in Tabelle 2 wiedergegeben. (Wegen der besseren Vergleichsmöglichkeiten sind die Zahlen in Prozent ausgedrückt.) Demnach läuft im normalen VKG die horizontale QRS-Schleife stets im Gegenuhrzeigersinn. In der Frontalebene überwiegt der Uhrzeigersinn, in der Sagittalebene der Gegenuhrzeigersinn. Ein Verlauf im Uhrzeigersinn ist linkssagittal nicht zu beobachten. Dabei muß berücksichtigt werden, daß bei relativ schmalen QRS-Schleifen geringe Veränderungen der Herz- oder Elektrodenlage - z. B. durch Atemexkursionen - zu Überwerfungen oder gar zur totalen Umkehr des Umlaufsinns führen. Besonders betroffen ist davon die frontale QRS-Schleife (6). In der Regel läuft die normale T-Schleife im Gegenuhrzeigersinn; die beiden anderen Möglichkeiten machen zusammen rund 1/4 der Fälle aus. Die Angaben über den Umlaufsinn der horizontalen QRS- bzw. T-Schleife lassen sich aus der Literatur bestätigen (3, 8, 11, 19, 31, 32, 39, 48 bzw. 11, 22, 4o); mit den vorliegenden Ergebnissen vergleichbare Werte wurden auch für die Sagittalebene (11, 31, 39) und die Frontalebene (8, 11, 31, 32, 39) angegeben.

Bei Belastung des linken Ventrikels kommt es besonders in der Sagittalebene zu einem Ansteigen der Fälle mit 8-förmigem Verlauf - auf Kosten des Gegenuhrzeigersinns -, aber auch in der Frontalebene nehmen die Schlingenüberwerfungen zu, hier unter Abnahme der Fälle im Uhrzeigersinn. Bedingt sind diese Veränderungen durch die Anhebung der sagittalen und frontalen QRS-Schleife in Richtung der Horizontalebene. Gleiche Feststellungen treffen auch Murata (39), Bristow (9) und Schaub (49). Die ebenda beschriebene Zunahme der Umlaufrichtung im Gegenuhrzeigersinn in der Frontalebene bei LVH ist in dieser Untersuchung mit 2,7 % nur angedeutet. Die horizontale QRS-Schleife und nach den hier gemachten Beobachtungen auch die T-Schleife sind von Veränderungen ausgenommen. Von den übrigen abweichende Ergebnisse finden sich in der Lite-

	Gegenuhrzeigersinn	Uhrzeigersinn	8-förmiger Verlauf
Horizontal-Ebene Normotonie	100 %	--	--
Horizontal-Ebene Hypertonie	100 %	--	--
Sagittal-Ebene Normotonie	86 %	--	14 %
Sagittal-Ebene Hypertonie	57,3 %	6,7 %	36 %
Frontal-Ebene Normotonie	16 %	60 %	24 %
Frontal-Ebene Hypertonie	18,7 %	50,6 %	30,7 %
horizontale T-Schleife Normotonie	72 %	10 %	18 %
horizontale T-Schleife Hypertonie	81,3 %	10,7 %	8 %

Tabelle 2: Umlaufrichtung der QRS-Schleifen und der horizontalen T-Schleife

ratur nur bei Varriale (57); hier mag die Lage der Elektroden im 4. ICR eine Rolle spielen. Zusammenfassend kann man bei der Umlaufrichtung keinen entscheidenden Unterschied von spezifisch diagnostischer Potenz zwischen Normotonie und Hypertonie feststellen.

IV 4. Um den Einfluß des Schweregrades der Hypertonie auf die vektorkardiographischen Veränderungen zu quantifizieren, wurde das Hypertoniekollektiv nach der Höhe des Blutdruckes in drei Gruppen unterteilt. Als Bezugsgröße diente dabei der durchschnittliche diastolische Wert, der anhand der laufenden Kontrolluntersuchungen aus dem vorausgegangenen Halbjahr ermittelt wurde; denn, so konnte Dohrmann (15) zeigen, akute Blutdruckveränderungen führen zu keiner entscheidenden Veränderung des Vektorkardiogramms. In der Tabelle 3 sind 12 verschiedene Parameter, die einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Patientengruppen zeigten, nach der Blutdruckhöhe weiter aufgegliedert worden. Die Verteilung auf die Blutdruckgruppen geht aus der Abb. 3 hervor. Die für die Diagnose einer bestehenden Linkshypertrophie in erster Linie wichtig erscheinenden drei Meßgrößen sind optisch besonders hervorgehoben worden. Dies sind:

1. <u>die Voltage des räumlichen Maximalvektors (Vmax):</u>
   Die Werte zeigen eine Zunahme der Potentialdifferenz mit der Blutdruckhöhe. Schon bei leichten Hypertonien (P diastol. 85 - 1oo mmHg) läßt sich gegenüber dem Normalkollektiv ein Ansteigen um o,13 mV feststellen. Bei Druckwerten von 125 - 14o mmHg ist der Vmax auf über 2,o mV vergrößert, einer Zunahme um o,73 mV gegenüber dem Normalwert von 1,29 mV entsprechend.

2. <u>der QRS/T-Winkel in der Horizontalebene:</u>
   In diese Meßgröße gehen zwei qualitative Veränderungen der Vektorschleife ein. Sowohl die Dorsalverlagerung von $H^{\circ}t_1$ als auch die Drehung der T-Schleife nach rechts und vorn führen zu einer Winkelzunahme um 41,5°, 56,5° bzw. 8o,5° für die drei Blutdruckgruppen gegenüber dem Normalwert von 4o°. Da, wie aus der Tabelle 3 ersichtlich, die Zunahme des Winkels von $H^{\circ}t_1$ bei einer Blutdrucksteigerung auf einen P diastol. von 125 - 14o mmHg nur 21° beträgt, kann man schließen, daß das Ansteigen des

		Normalkollektiv	P diastol. 85-100 mmHg	P diastol. 105-120 mmHg	P diastol. 125-140 mmHg	Hypertoniekoll. gesamt
Vmax (mV)		$\bar{x}$ = 1,29 s = ±0,30	$\bar{x}$ = 1,42 s = ±0,21	$\bar{x}$ = 1,67 s = ±0,37	$\bar{x}$ = 2,02 s = ±0,43	$\bar{x}$ = 1,72 s = ±0,43
V (mV)	H	$\bar{x}$ = 1,11 s = ±0,26	$\bar{x}$ = 1,30 s = ±0,24	$\bar{x}$ = 1,57 s = ±0,39	$\bar{x}$ = 1,93 s = ±0,42	$\bar{x}$ = 1,62 s = ±0,44
V (mV)	SL	$\bar{x}$ = 0,82 s = ±0,30	$\bar{x}$ = 0,90 s = ±0,24	$\bar{x}$ = 1,10 s = ±0,39	$\bar{x}$ = 1,40 s = ±0,54	$\bar{x}$ = 1,14 s = ±0,45
V (mV)	F	$\bar{x}$ = 1,23 s = ±0,31	$\bar{x}$ = 1,33 s = ±0,23	$\bar{x}$ = 1,53 s = ±0,37	$\bar{x}$ = 1,83 s = ±0,39	$\bar{x}$ = 1,58 s = ±0,40
QRS/T-Winkel (Grad)		$\bar{x}$ = 40° s = ±21°30'	$\bar{x}$ = 81°30' s = ±62°30'	$\bar{x}$ = 96°30' s = ±53°30'	$\bar{x}$ = 120°30' s = ±55°	$\bar{x}$ = 100°30' s = ±58°30'
t_1 (msec)		$\bar{x}$ = 38,7 s = ± 4,2	$\bar{x}$ = 44,2 s = ±6,2	$\bar{x}$ = 46,6 s = ± 5,2	$\bar{x}$ = 47,1 s = ± 6,4	$\bar{x}$ = 46,2 s = ± 6,0
H ° t_1		$\bar{x}$ = -6°30' s = ±21°	$\bar{x}$ = -23°30' s = ±29°	$\bar{x}$ = -27°30' s = ±25°30'	$\bar{x}$ = -27°30' s = ±23°	$\bar{x}$ = -26°30' s = ±25°30'
H ° t_2		$\bar{x}$ = -10° s = ±28°	$\bar{x}$ = -14°30' s = ±25°30'	$\bar{x}$ = -27°30' s = ±25°30'	$\bar{x}$ = -29° s = ±24°30'	$\bar{x}$ = -24°30' s = ±26°
SL° t_1		$\bar{x}$ = +81° s = ±32°30'	$\bar{x}$ = +50° s = ±43°30'	$\bar{x}$ = +40°30' s = ±35°30'	$\bar{x}$ = +30° s = ±34°30'	$\bar{x}$ = +40° s = ±38°30'
SL°t_2		$\bar{x}$ = +54°30' s = ±53°30'	$\bar{x}$ = +36°30' s = ±43°30'	$\bar{x}$ = +28° s = ±33°	$\bar{x}$ = +15° s = ±33°	$\bar{x}$ = +26° s = ±37°
F° t_1		$\bar{x}$ = +31° s = ±16°	$\bar{x}$ = +21° s = ±33°30'	$\bar{x}$ = +14° s = ±32°	$\bar{x}$ = +19°30' s = ±20°30'	$\bar{x}$ = +17°30' s = ±29°30'
F° t_2		$\bar{x}$ = +31° s = ±16°	$\bar{x}$ = +18°30' s = ±30°30'	$\bar{x}$ = +20°30' s = ±18°30'	$\bar{x}$ =+15°30' s = ±17°30'	$\bar{x}$ = +18°30' s = ±22°

Tabelle 3: Hochsignifikant unterschiedliche Parameter von Normalfällen (n = 50) und Hypertoniekollektiv (n = 75), unterteilt nach der Höhe des diastolischen Blutdruckes (P diastol.).

QRS/T-Winkels vorwiegend auf die Veränderungen der T-Schleife zurückzuführen ist. In der Abb. 5 ist der QRS/T-Winkel für alle Blutdruckgruppen mit Mittelwert und Standardabweichung graphisch dargestellt.

3. der Zeitpunkt des räumlichen Maximalvektors t_1:
Mit Ansteigen des Blutdruckes ist auch eine Zunahme der Zeitdauer zu verzeichnen, die zwischen Beginn der Kammerdepolarisation und dem Moment der stärksten Ventrikelerregung vergeht. Dabei ist auffällig, daß sich der Zeitpunkt t_1 schon bei einer geringen Blutdrucksteigerung relativ stark verspätet.

Wie der räumliche Maximalvektor, so nehmen auch die Maximalvektoren in den einzelnen Ebenen mit dem Blutdruck an Größe zu; außerdem kommt es zu einer Größenverschiebung unter den Vektoren. Bei normalen Kreislaufverhältnissen und auch bei leichter Hypertonie ist der Maximalvektor in der Frontalebene größer als in der Horizontalebene. Unter Blutdruckwerten von 1o5 - 14o mmHg kehrt sich dieses Verhältnis um. Die Veränderung ist durch die mehr horizontale Stellung der QRS-Schleife unter Linksbelastung bedingt. Bei einer Lage der räumlichen QRS-Schleife parallel zur Horizontalebene ist die Projektion in diese Ebene am größten (s. Abb. 8).

Auch auf die Richtung der Maximalvektoren hat die Zunahme der Blutdruckhöhe einen Einfluß. Horizontal kommt es zu einer Verlagerung nach weiter dorsal; ebenso in der Sagittalebene. Weiterhin kann man frontal und sagittal ein Anheben der Vektoren nach cranial beobachten. Die einzige Ausnahme bildet die Projektion des Vmax in die Frontalebene $F^{o}t_1$, deren Winkel bei der Blutdruckgruppe mit 125 - 14o mmHg weiter nach caudal zeigt als bei einem Druck von 1o5 - 12o mmHg.

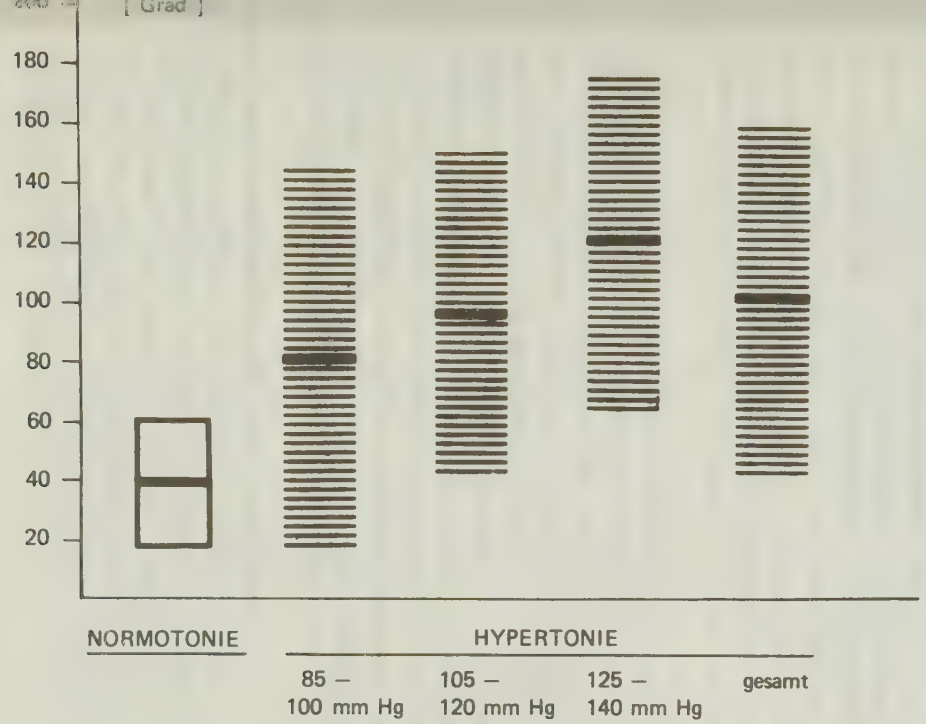


Abbildung 5: Winkel zwischen QRS- und T-Maximalvektor in der Horizontalebene (∢ QRS/T) bei Normo- und Hypertonie.

Benutzt man anstelle des diastolischen den systolischen Blutdruck zur Charakterisierung der Hypertonie, so erhält man ähnliche Ergebnisse. Toyama (55) fand eine Zunahme der Vektorgröße und auch eine Verlagerung der T-Schleife nach vorn und rechts mit der Höhe des systolischen Blutdruckes. Bei einem Druckwert von 16o - 179 mmHg hatte der Maximalvektor in der Horizontalebene eine Größe von 1,87 mV, bei 18o - 199 mmHg 2,2o mV, und bei einem Blutdruck von 2oo mmHg und darüber ist ein Wert von 2,26 mV angegeben.

In der Abb. 6 sind die Beziehungen zwischen sowohl dem diastolischen als auch dem systolischen Blutdruck und dem räumlichen Maximalvektor als Regressionsgeraden dargestellt. Weiterhin erfolgte eine Aufteilung des Hypertoniekollektivs (n = 75) nach dem Geschlecht der Patienten. Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß sich die Größe des Vmax besser mit dem diastolischen Druck korrelieren läßt (r = o,597) als mit dem systolischen (r = o,541) und daß die engere Beziehung zwischen Blutdruck und Vektorgröße bei den Männern besteht. Die beste Korrelation ergibt sich für die 48 männlichen Hypertoniker zwischen P diastol. und Vmax (r = o,718) und die schlechteste für die 27 Frauen zwischen P systol. und Vmax (r = o,361).

Bei der Beziehung zwischen Blutdruck und dem QRS/T-Winkel in der Horizontalebene verkehren sich die Verhältnisse ins Gegenteil. Wie aus der Abb. 7 hervorgeht, besteht hier bei Betrachtung des gesammten Hypertoniekollektivs die bessere Beziehung zwischen dem systolischen Druck und dem QRS/T-Winkel (r = o,428) gegenüber der Korrelation P diastol. - QRS/T-Winkel (r = o,299). Für die Gruppe der Frauen allein, die sowieso eine schlechte Korrelation zeigen, trifft das nicht zu. Mit r = o,546 findet sich die engste Beziehung zwischen P systol. und QRS/T-Winkel bei den Männern und mit r = o,134 die am wenigsten deutliche bei den Frauen.

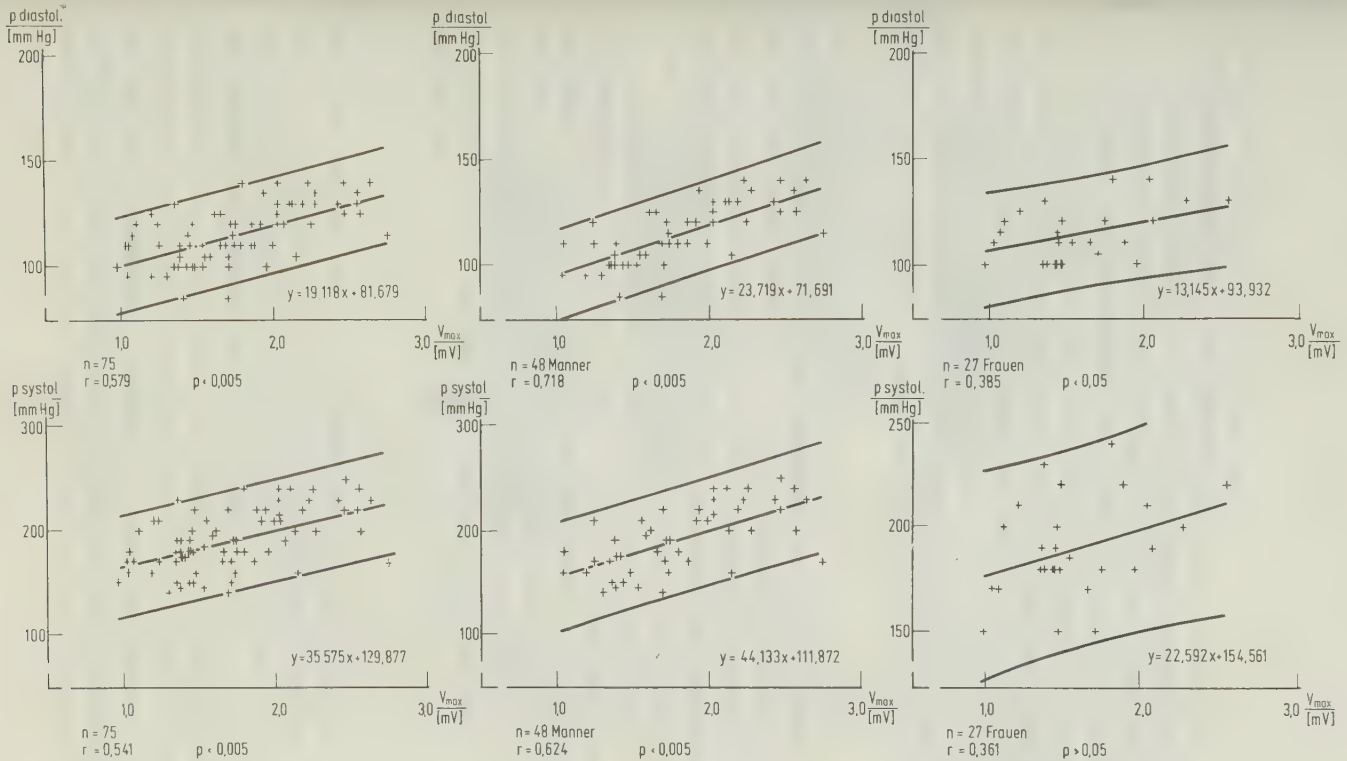


Abbildung 6 : Korrelation zwischen diastolischem (P diastol.) bzw. systolischem (P systol.) Blutdruck und räumlichem Maximalvektor (V max) bei 75 Hypertonikern.

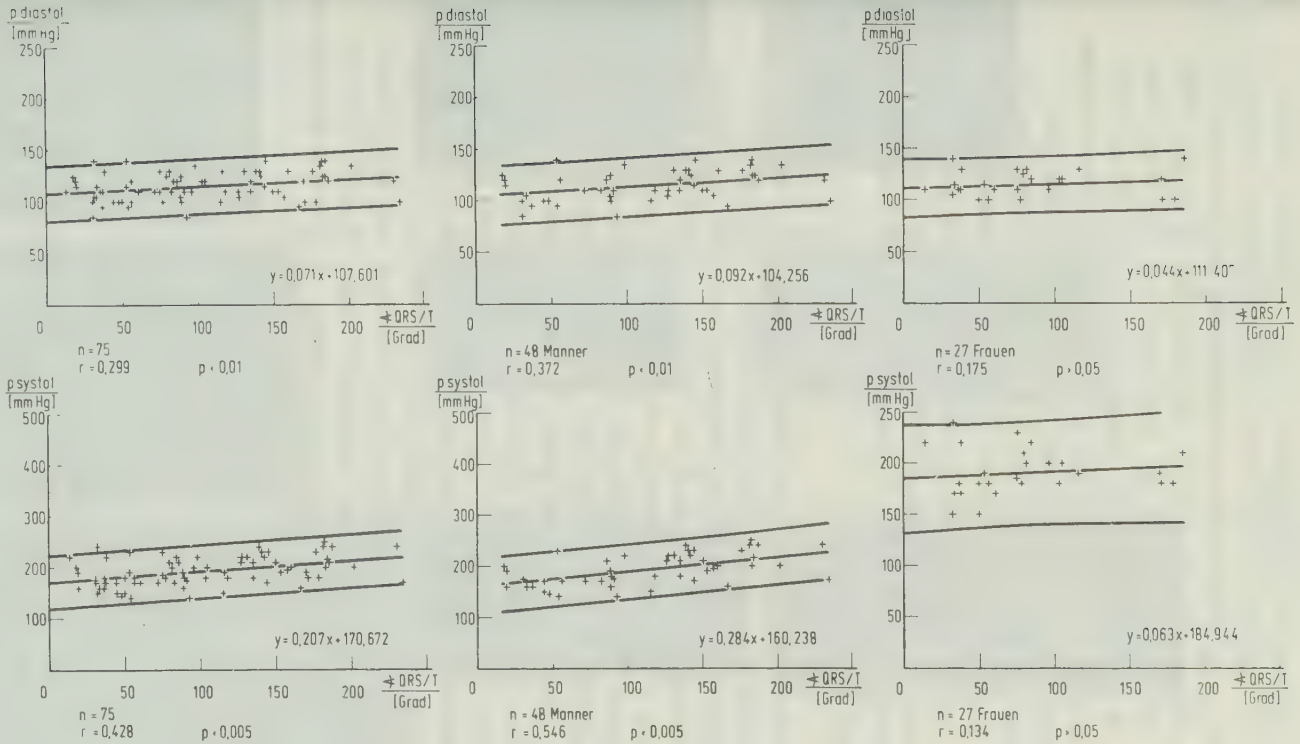


Abbildung 7 : Korrelation zwischen diastolischem (P diastol.) bzw. systolischem (P systol.) Blutdruck und Winkel zwischen maximalem QRS- und T-Vektor (∢ QRS/T) in der Horizontalebene.

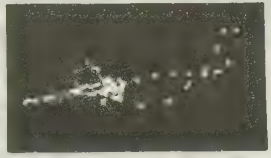
Direkt vergleichbare Ergebnisse aus der Literatur liegen nicht vor. Hugenholtz (27) fand in seiner Untersuchung an 5o Kindern und Jugendlichen mit Aortenstenose eine signifikante Korrelation (r = o,85) zwischen der Größe des räumlichen Maximalvektors und der Höhe des systolischen Spitzendrucks im linken Ventrikel. In einer ähnlichen Studie (25) unter Benutzung eines anderen Ableitungssystems (cube system) stellte er eine enge Beziehung (r = o,79) zur Größe des Maximalvektors in der Horizontalebene fest. Postell kam in seiner Arbeit (43) über 22 Patienten mit Aortenstenose bei der Beziehung zwischen räumlichem Maximalvektor und linksventrikulärem systolischen Blutdruck auf einen Korrelationskoeffizient von r = o,7o. Er benutzte das Ableitungssystem nach Helm (24).

Einen visuellen Eindruck von den Veränderungen der QRS- und T-Schleife soll die Abb. 8 vermitteln. Hier werden einem normalen VKG eines herzgesunden Patienten mit normotonen Kreislaufverhältnissen die Vektorschleifen von zwei Patienten mit einer Hypertonie mittleren bzw. schweren Grades gegenübergestellt. Deutlich ist die Größenzunahme der QRS-Schleifen zu beobachten, was in den angegebenen Werten für den Vmax zum Ausdruck kommt. An der Verlagerung der T-Schleife von links und vorn nach rechts und vorn und dem Ansteigen des QRS/T-Winkels läßt sich das Ausmaß der Repolarisationsstörung ablesen. Die horizontale Orientierung der räumlichen QRS-Schleife ist bei den Hypertoniepatienten gut an dem Anheben der sagittalen und frontalen Schleife zu erkennen; dem entspricht im normalen VKG die Tatsache, daß der Maximalvektor in der Frontalebene größer ist als in der Horizontalebene.

Normales Vkg

Vmax = 1.34 mV

Winkel QRS/T = 47°

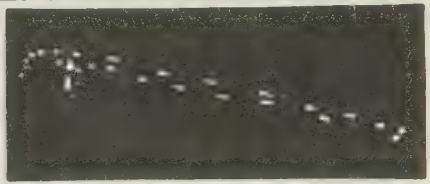


Vkg bei Hypertonie

Vmax = 1.66 mV

Winkel QRS/T = 93°

Eichung: 0,5 mV



Vkg bei schwerer Hypertonie

Vmax = 2.00 mV

Winkel QRS/T = 150°

Horizontalebene Sagittalebene Frontalebene

Abbildung 8: Beispiele für die VKG-Veränderung bei Hypertonie. Potentialzunahme in allen Ebenen, Herausdrehen der horizontalen T-Schleife nach vorn und rechts, Anheben der sagittalen und frontalen Schleife in die Horizontalebene.

D I S K U S S I O N

V 1. a) Zum Vergleich der hier ermittelten Ergebnisse mit bereits vorhandenen wurden in der Tabelle 4 die entsprechenden Daten für das normale VKG aus der Literatur zusammengestellt. Allen Arbeiten liegt das Ableitungssystem nach Frank zugrunde. Die Winkelwerte sind, teilweise nach entsprechender Umrechnung, für die linkssagittale Betrachtungsweise aufgeführt.

In nur wenigen Untersuchungen wurde bereits der räumliche Maximalvektor berechnet. Mit den bei Wallace (58) und Lichtlen (31) angegebenen Potentialdifferenzen zeigt sich eine gute Übereinstimmung. Die bei einem großen Kollektiv mit Hilfe eines Digitalrechners erstellten Normalwerte von Draper (16) weichen sowohl für den Vmax als auch für die Maximalvektoren in den einzelnen Ebenen stark nach oben ab. Ähnlich große, manuell gemessene Voltagen sind bei Bristow (8) und Lyon (32) angegeben. Die übrigen Werte aus der Literatur (39, 55, 56, 58) sind denen der vorliegenden Arbeit ähnlich. Für diesen großen Schwankungsbereich lassen sich mehrere Ursachen diskutieren:

1. Altersverteilung: Pipberger fand in seiner Untersuchung (42) eine signifikante Korrelation der QRS-Amplitude mit dem Alter der Patienten. Er stellte eine Verringerung der Potentialdifferenzen von 6,5 % mit jedem Lebensjahrzehnt fest (s. a. Romhilt (44) und Lyon (32)). Die physiologische Hochspannung in der Jugend nimmt mit dem Alter ab. Mögliche kardiale und extrakardiale Faktoren wie Myokardfibrosierung, Altersemphysem, Adipositas spielen dabei eine Rolle (62).

2. Rasse: In derselben Untersuchung konnte Pipberger nachweisen, daß die QRS-Amplituden bei der schwarzen Bevölkerung

der USA deutlich höher liegen als bei den Weißen. Dieses Faktum ist wichtig für die Beurteilung amerikanischer Arbeiten.

3. Geschlechtsverteilung: Einen weiteren Einfluß auf die Meßergebnisse scheint das Verhältnis Männer/Frauen des untersuchten Kollektivs zu haben. Bei dem hier vorliegenden Patientengut konnte beobachtet werden, daß die gemessenen Werte bei den Männern etwas höher liegen als bei den Frauen. Ähnliche Feststellungen treffen auch Wenger (59), McCall (35) und Upshaw (56).

4. Atemlage: Weiterhin hängen die elektrischen Ableitungsbedingungen und somit auch die QRS-Amplitude auf der Brustwand vom Luftgehalt des Thorax ab. Beswick und Jordan (6) fanden während der Inspiration kleinere Voltagen als bei Exspiration. Da die meisten Untersuchungen jedoch in Ruhelage des Patienten bei normaler Atmung durchgeführt wurden, tritt dieser Punkt etwas in den Hintergrund.

So lassen sich die hohen Werte von Bristow (8) möglicherweise auf den geringen Altersdurchschnitt des Kollektivs und den geringen Anteil an Frauen (4 von 72 Probanden) zurückführen. Über die Verteilung der Rassen findet sich in der Arbeit kein Hinweis. Dagegen hatte Draper (16) in seinem Untersuchungsgut von 51o Patienten einen Anteil von über 3o % an Negern. Im Gegensatz zu den angegebenen großen Voltagen in amerikanischen Veröffentlichungen ist bemerkenswert, daß die japanischen Arbeiten (39, 55) ähnliche Resultate aufweisen wie die mitteleuropäischen.

Auf das Verhalten des QRS/T-Winkels in der Horizontalebene wird weiter unten noch gesondert eingegangen.

		Libretti und Zanchetti Am. Heart J. 59 1960	Bristow Am. Heart J.61 1961	Forkner, Hugenholtz u. Lovine Am. Heart J.62 1961	Wallace, Mc Call u. Estes Am. Heart J.63 1962	Draper u. Mitarbeiter Circulation 30 1964	Murata u. Mitarbeiter Jap.Heart J.5 1964	Toyama u. Mitarbeiter Jap.Circul.J.30 1966	Upshaw Am.Heart J.74 1967	Lyon und Belletti Brit. Heart J.30 1968	Lichtlen Klinische Vektor-Elektrokardiograph. 1969	vorliegende Arbeit
		26 Patienten	72 Patienten	60 Patienten	100 Patienten	510 Patienten	86 Patienten	50 Patienten	20 Patienten	300 Patienten	50 Patienten	50 Patienten
räumlicher Maximalvektor	Vmax (mV)				$\bar{x}$ = 1,32 s = ±0,41	$\bar{x}$ = 1,73 s = ±0,44					$\bar{x}$ = 1,10 s = ±0,25	$\bar{x}$ = 1,29 s = ±0,30
Maximalvektor (mV)	H		$\bar{x}$ = 1,58 s = ±0,37		$\bar{x}$ = 1,03 s = ±0,32	$\bar{x}$ = 1,39 s = ±0,36	$\bar{x}$ = 1,12 s = ±0,51	$\bar{x}$ = 1,28 s = ±0,39	$\bar{x}$ = 1,37	$\bar{x}$ = 1,38 s = ±0,44		$\bar{x}$ = 1,11 s = ±0,26
	SL		$\bar{x}$ = 1,24 s = ±0,36		$\bar{x}$ = 0,81 s = ±0,33	$\bar{x}$ = 1,32 s = ±0,45	$\bar{x}$ = 0,89 s = ±0,39		$\bar{x}$ = 1,23	$\bar{x}$ = 1,17 s = 0,42		$\bar{x}$ = 0,82 s = ±0,30
	F		$\bar{x}$ = 1,67 s = ±0,45		$\bar{x}$ = 1,25 s = ±0,33	$\bar{x}$ = 1,57 s = ±0,42	$\bar{x}$ = 1,23 s = ±0,51		$\bar{x}$ = 1,39	$\bar{x}$ = 1,54 s = ±0,46		$\bar{x}$ = 1,23 s = ±0,31
Horizontalebene:	QRS/T-Winkel (Grad)		$\bar{x}$ = 71 (4 - 166)									$\bar{x}$ = 40 s = ±21,5
QRS	Länge / Breite										$\bar{x}$ = 2,14 s = ±1,22	$\bar{x}$ = 1,81 s = ±1,39
Horizontalebene	H^0 10 msec			$\bar{x}$ = + 98 s = ± 25,6		$\bar{x}$ = +110 s = ± 34					$\bar{x}$ = +94,5 s = ±18,9	$\bar{x}$ = +102,5 s = ± 26
	H^0 20 msec			$\bar{x}$ = + 50 s = ± 24,2		$\bar{x}$ = + 81 s = ± 26				$\bar{x}$ = + 70 s = ± 30	$\bar{x}$ = +63,4 s = ±50,1	$\bar{x}$ = + 60 s = ± 29
	H^0 30 msec			$\bar{x}$ = + 8 s = ±15,6		$\bar{x}$ = + 21 s = ± 30					$\bar{x}$ = +15,5 s = ±96,8	$\bar{x}$ = + 13 s = ± 22,5
Winkel zur Zeit des Vmax	H^0 t_1	$\bar{x}$ = -24 s = ±23										$\bar{x}$ = - 6,5 s = ±21
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 37 s = ± 3							$\bar{x}$ = 39,2 s = ± 5,2
Winkel des Maximalvektors	H^0 t_2		$\bar{x}$ = -19 s = ±17	$\bar{x}$ = -14 s = ±30,5	$\bar{x}$ = + 1 s = ±18	$\bar{x}$ = -33 s = ±34			$\bar{x}$ = -41	$\bar{x}$ = -26 s = ±40	$\bar{x}$ = -24,9 s = ±96,0	$\bar{x}$ = -10 s = ±28
Sagittalebene:	SL^0 10 msec			$\bar{x}$ = -173 s = ± 25,5		$\bar{x}$ = -171 s = ± 36					$\bar{x}$ = -168,0 s = ± 22,5	$\bar{x}$ = -157,5 s = ± 27
	SL^0 20 msec			$\bar{x}$ = +151 s = ± 25,1		$\bar{x}$ = +180 s = ± 25				$\bar{x}$ = +169 s = ± 28	$\bar{x}$ = +137,9 s = ± 34,9	$\bar{x}$ = +167 s = ± 26,5
	SL^0 30 msec			$\bar{x}$ = +102 s = ± 29,5		$\bar{x}$ = +120 s = ± 40					$\bar{x}$ = + 78,4 s = ± 28,3	$\bar{x}$ = +106,5 s = ± 40,5
Winkel zur Zeit des Vmax	SL^0 t_1	$\bar{x}$ = +67 s = ±27										$\bar{x}$ = + 81 s = ± 32,5
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 37 s = ± 4							$\bar{x}$ = 42,3 s = ± 8,1
Winkel des Maximalvektors	SL^0 t_2		$\bar{x}$ = + 39 s = ± 30	$\bar{x}$ = + 65 s = ± 31,2	$\bar{x}$ = +84 s = ±23	$\bar{x}$ = +48 s = ±30			$\bar{x}$ = +28	$\bar{x}$ = +47 s = ±37	$\bar{x}$ = +45,7 s = ±19,1	$\bar{x}$ = +54, 5 s = ±53,5
Frontalebene:	F^0 10 msec			$\bar{x}$ = - 14° große Streuung		$\bar{x}$ = -150 s = ± 61						$\bar{x}$ = -112 s = ± 51,5
	F^0 20 msec			$\bar{x}$ = + 33 s = ± 22,4		$\bar{x}$ = - 35 s = ± 87						$\bar{x}$ = - 0,5 s = ± 31
	F^0 30 msec			$\bar{x}$ = + 39 s = ± 10,6		$\bar{x}$ = + 29 s = ± 23						$\bar{x}$ = + 24 s = ± 15,5
Winkel zur Zeit des V max	F^0 t_1	$\bar{x}$ = +40 s = ±15										$\bar{x}$ = + 31 s = ± 16
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 35 s = ± 6							$\bar{x}$ = 38,5 s = ± 3,9
Winkel des Maximalvektors	F^0 t_2		$\bar{x}$ = + 33 s = ± 13	$\bar{x}$ = + 40 s = ± 10,6	$\bar{x}$ = +36 s = ±13	$\bar{x}$ = + 41 s = ± 14				$\bar{x}$ = + 38 s = ± 19	$\bar{x}$ = + 48,9 s = ± 21,5	$\bar{x}$ = + 31 s = ± 16

Tabelle 4: Übersicht über die in der Literatur angegebenen Normalwerte.

Die einzige quantitative Angabe über das Verhältnis Länge/Breite der horizontalen QRS-Schleife von 2,14 $\pm$ 1,22 bei Lichtlen (31) entspricht in etwa dem hier ermittelten Wert von 1,81 $\pm$ 1,39.

Beim Vergleich der nun folgenden Winkelwerte für die Momentan- und Maximalvektoren muß zusätzlich berücksichtigt werden, daß Draper (16) sowie Lyon und Belletti (32) die Elektroden im 4. ICR angelegt haben.

Horizontalebene: Die Winkel der Frühvektoren 1o, 2o und 3o msec nach Beginn der Ventrikeldepolarisation zeigen eine gute Übereinstimmung. Alle angegebenen H° 1o msec-Vektoren weisen nach rechts und vorn, alle H° 2o msec-Vektoren nach links und vorn, keiner der Momentanvektoren H° 3o msec liegt nach links-dorsal. Mit Ausnahme von Wallace (58) fanden sämtliche Autoren nach links und hinten gerichtete Maximalvektoren. Von Upshaw (56) wird der am weitesten nach dorsal gelegene Vektor angegeben, dessen Richtung einen Winkel von -41° aufweist. Die nur von Wallace (58) bestimmten drei Zeitpunkte der maximalen Flächenvektoren weichen lediglich gering von den vorliegenden Meßdaten ab.

Sagittalebene: Alle SL° 1o msec-Winkel von $-157{,}5^{\circ}$ bis -173° zeigen übereinstimmend nach vorn und oben, die SL° 2o msec- und SL° 3o msec-Vektoren nach vorn und unten. Die Maximalvektoren sind ausnahmslos in den hinteren, unteren Quadranten gerichtet.

Frontalebene: Die Winkelwerte für die frühen Vektoren in der Frontalebene haben den größten Streuungsbereich. Für den F° 1o msec-Vektor sind Winkel von -14° bis $-15o^{\circ}$ angegeben. Der F° 2o msec-Vektor nimmt einen um 0° schwankenden Wert an. Eine bessere Übereinstimmung ist bei F° 3o msec festzustellen. Auch die Winkel der Maximalvektoren liegen ganz gut zusammen. Sie und der F° 3o msec-Vektor fallen ohne Ausnahme in den linken, unteren Quadranten.

Bei einer pauschalen Betrachtung sämtlicher Winkelwerte kann man feststellen, daß sich die von Draper und Mitarbeitern (16) mit Hilfe einer automatischen Auswertung ermittelten Daten recht gut mit den übrigen manuell gemessenen Winkeln decken. Zu dem gleichen Schluß kommt Borun (7), der bei einer parallelen Computer- und manuellen Auswertung desselben Kollektivs ebenfalls nur geringe Abweichungen verzeichnen konnte.

V 1. b) Schwieriger als die Normaldaten sind die in der Tabelle 5 gegenübergestellten Meßwerte für die Verhältnisse unter Belastung des linken Ventrikels zu vergleichen. Zum einen wurden bisher Patientengruppen untersucht, die keine einheitliche Genese der Linksherzbelastung aufweisen, zumeist aus Hypertonikern und Probanden mit verschiedenen Vitien bestehend (9, 56, 57, 58), zum anderen wurde teilweise autoptisch (26, 39) teils aufgrund klinischer Methoden (9, 56, 57, 58) der Nachweis einer bestehenden LVH geführt. Von anderen Autoren (3o, 31, 55, vorl. Arbeit) werden die Werte für ein Kollektiv, ausschließlich von Hypertonikern gebildet, angegeben, ohne daß bei allen Patienten eine Linkshypertrophie diagnostiziert wurde. Daraus läßt sich schon ableiten, daß das Spektrum der VKG-Veränderungen von fast normalen Vektorschleifen, z. B. ambulanten Patienten mit einer leichten Hypertonie entsprechend, bis zu schwersten pathologischen Befunden von aufgrund ihres Herzleidens präfinal stehenden Patienten reicht. Wegen der besseren Vergleichsmöglichkeiten mit den hier erarbeiteten Werten mußte man sich bei den Untersuchungen von Hugenholtz (26), Varriale (57) und Lichtlen (31) auf die Wiedergabe des Teils der Meßergebnisse beschränken, der einer Patientenzusammensetzung entspricht, die der vorliegenden Arbeit ähnlich ist.

In der Arbeit von Wallace (58) ist für den Vmax ein durchschnittlicher Wert von 2,55 mV, ermittelt bei 24 männlichen Patienten mit klinisch manifestierter Linkshypertrophie, angegeben. Dagegen fand Lichtlen (31) für ein reines Hypertoniekollektiv eine Voltage von 1,57 mV, was dem hier ermittelten Ergebnis näher kommt. Bei den maximalen Flächenvektoren ist eine relativ gute Deckung mit den Resultaten von Murata (39, 4o) und Upshaw (56) festzustellen. Die Voltagen der übrigen Veröffentlichungen (9, 26, 55, 57, 58) liegen weit höher.

Horizontalebene: Hier geben die frühen Momentanvektoren einen bedeutenden Hinweis für die Differentialdiagnose eines vorliegenden Vorderwandinfarktes. Im normalen VKG (s. Tab. 4) zeigen die initialen Vektoren (H° 1o msec, H° 2o msec, H° 3o msec) nach rechts bzw. links und vorn. Nach den Untersuchungen von Hugenholtz (26) ist der 2o msec-Vektor bei einem Vorderwandinfarkt immer nach hinten orientiert, bei einer Linkshypertrophie besteht jedoch keine Abweichung vom Normalbefund. Da der Vorderwandinfarkt auch zu einer Dorsalverlagerung der QRS-Schleife führt, ist ein nach vorn gerichteter H° 2o msec-Vektor neben der Potentialzunahme ein wichtiger Beweis für den Ausschluß eines Infarktes (siehe dazu auch 9, 34, 57). Die entsprechenden Werte in der Tabelle 5 zeigen demzufolge nur geringe Verschiebungen gegenüber einem normalen VKG. Die Zunahme des Zeitpunktes der maximalen Flächenvektoren in allen drei Ebenen, die auf die verzögerte Erregungsausbreitung bei hypertrophisch geschädigter Herzkammer zurückgeht und die vergleichbar bisher nur von Wallace bestimmt wurde (58), ist wohl im Sinne eines inkompletten Linksschenkelblockes zu deuten. Im entsprechenden Brustwand-EKG findet man linkspräkordial eine Verzögerung des O.U.P. (5, 11, 46, 62). Eine Dorsalverlagerung der horizontalen QRS-Schleife von rund -35° wird von allen Autoren übereinstimmend festgestellt.

Sagittalebene: Sowohl für die frühen Momentanvektoren der Sagittalebene als auch für die der Frontalebene sind in der Literatur keine quantitativen Angaben gemacht worden. Wie horizontal, so zeigt auch hier der SL° 2o msec-Vektor nach vorn. Die Vektoren $SL^{\circ}t_1$ und $SL^{\circ}t_2$ sind sämtlich nach hinten und unten gerichtet.

Frontalebene: Die Winkelwerte der Maximalvektoren in der Frontalebene zeigen bei einem Vergleich der Daten in der Literatur die beste Übereinstimmung. Dabei steht mit nur $5{,}1^{\circ}$ die größte Differenz zwischen den von Wallace (58) und Varriale (57) angegebenen Werten.

		Libretti und Zanchetti Am. Heart J. 59 1960 21 Hypertoniker ohne SI-T Veränd.	15 Hypertoniker mit SI-T Veränd.	Bristow, Porter u. Griswold Am. Heart J. 62 1961 41 LVH-Patienten	Wallace, Mc Call u. Estes Am. Heart J. 63 1962 24 LVH-Patienten	Hugenholtz u. Mitarbeiter Circulation 27 1963 17 LVH-Patienten	Murata u. Mitarbeiter Jap. Heart J. 5 1964 63 LVH-Patienten	Toyama u. Mitarbeiter Jap. Circul. J. 30 1966 Hypertoniker	Varriale u. Mitarbeiter Circulation 33 1966 Vkg-Typ I B 21 Patienten	Upshaw Am. Heart J. 74 1967 20 LVH-Patienten	Lichtlen Klin. Vektor-Elektrokardiographie 1969 Vkg-Typ A 38 Hypertoniker	Vorliegende Arbeit 75 Hypertoniker
räumlicher Maximalvektor	Vmax (mV)				$\bar{x}$ = 2,55 s = ±0,80						$\bar{x}$ = 1,57	$\bar{x}$ = 1,72 s = ±0,43
Maximalvektor (mV)	M			$\bar{x}$ = 3,29	$\bar{x}$ = 2,43 s = ±0,82	$\bar{x}$ = 3,40	$\bar{x}$ = 1,50 s = ±0,56	$\bar{x}$ = 2,12	$\bar{x}$ = 2,38	$\bar{x}$ = 1,82		$\bar{x}$ = 1,62 s = ±0,44
	SL			$\bar{x}$ = 2,32 s = ±0,96	$\bar{x}$ = 1,54 s = ±0,61		$\bar{x}$ = 1,23 s = ±0,51		$\bar{x}$ = 1,68	$\bar{x}$ = 1,49		$\bar{x}$ = 1,14 s = ±0,45
	F			$\bar{x}$ = 2,95 s = ±1,40	$\bar{x}$ = 2,15 s = ±0,77		$\bar{x}$ = 1,55 s = ±0,65		$\bar{x}$ = 2,06	$\bar{x}$ = 1,68		$\bar{x}$ = 1,58 s = ±0,40
Horizontalebene:	QRS/T-Winkel (Grad)			$\bar{x}$ = 140 (13-210)					$\bar{x}$ = 144,4			$\bar{x}$ = 100,5 s = ± 58,5
QRS	Länge Breite										$\bar{x}$ = 2,20	$\bar{x}$ = 2,03 s = ±1,38
Horizontalebene:	H° 10 msec					$\bar{x}$ = +97 s = ±41,7						$\bar{x}$ = +108 s = ± 35
	H° 20 msec					$\bar{x}$ = +44 s = ±29,8						$\bar{x}$ = + 58 s = ± 38,5
	H° 30 msec					$\bar{x}$ = -20 s = ±22,2						$\bar{x}$ = + 11 s = ± 25
Winkel zur Zeit des Vmax	H° t_1	$\bar{x}$ = -33 s = ± 19	$\bar{x}$ = -34 s = ± 17									$\bar{x}$ = -26,5 s = ± 25,5
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 48 s = ± 6							$\bar{x}$ = 45,9 s = ± 6,2
Winkel des Maximalvektors	H° t_2			$\bar{x}$ = -42	$\bar{x}$ = -28 s = ±20	$\bar{x}$ = -44 s = ±30,4			$\bar{x}$ = -41,7	$\bar{x}$ = -38	$\bar{x}$ = -34	$\bar{x}$ = -24,5 s = ± 26
Sagittalebene	SL° 10 msec											$\bar{x}$ = -156,5 s = ± 32,5
	SL° 20 msec											$\bar{x}$ = +177,5 s = ± 36
	SL° 30 msec											$\bar{x}$ = +118 s = ± 53,5
Winkel zur Zeit des Vmax	SL° t_1	$\bar{x}$ = + 21 s = ± 40	$\bar{x}$ = + 29 s = ± 23									$\bar{x}$ = + 40 s = ± 38,5
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 44 s = ± 7							$\bar{x}$ = 51,9 s = ± 6,5
Winkel des Maximalvektors	SL° t_2			$\bar{x}$ = + 13 s = ± 21,7	$\bar{x}$ = +35 s = ±36				$\bar{x}$ = + 29	$\bar{x}$ = + 27	$\bar{x}$ = + 11	$\bar{x}$ = +26 s = ±37
Frontalebene:	F° 10 msec											$\bar{x}$ = -127,5 s = ± 41,5
	F° 20 msec											$\bar{x}$ = - 26,5 s = ± 53,5
	F° 30 msec											$\bar{x}$ = + 12 s = ± 15
Winkel zur Zeit des Vmax	F° t_1	$\bar{x}$ = + 16 s = ± 29	$\bar{x}$ = + 17 s = ± 15									$\bar{x}$ = + 17,5 s = ± 29,5
Zeitpunkt des max. Flächenvektors	t_2 (msec)				$\bar{x}$ = 45 s = ± 8							$\bar{x}$ = 44,4 s = ± 6,0
Winkel des Maximalvektors	F° t_2			$\bar{x}$ = +15 s = ±27,9	$\bar{x}$ = +14 s = ±15				$\bar{x}$ = + 19,1		$\bar{x}$ = + 18	$\bar{x}$ = + 18,5 s = ± 22

Tabelle 5: Übersicht über die aus der Literatur bekannten Parameter bei Linkshypertrophie im Ableitungssystem nach FRANK.

V 1. c) Nach den bisher veröffentlichten, vornehmlich japanischen Arbeiten (9, 11, 22, 3o, 31, 33, 38, 39, 4o, 44, 47, 48, 55, 57, 59) läßt sich das Verhalten der T-Schleife wie folgt beschreiben:

Die normale T-Schleife ist nach links, vorn und unten gerichtet. Eine leichte Verlagerung nach links-dorsal ist nicht als pathologisch aufzufassen (Sano (47)). In der Regel liegt der T-Vektor ventral vom QRS-Maximalvektor. Wie bei Bristow (8) konnten auch bei den hier ausgewerteten Vektorschleifen nur wenige Ausnahmefälle beobachtet werden. Die Umlaufrichtung in der Horizontalebene verläuft immer gegen den Uhrzeigersinn (Sano (47), Harumi (22), Murata (4o)); für die vorliegenden Beobachtungen trifft das allerdings nicht zu (s. Tab. 2).

Unter dem Einfluß einer Linksherzbelastung kommt es zu einer statistisch signifikanten Drehung der T-Schleife nach rechts vorn (Murata (39), Harumi (22), Schaub (49), Chou/Helm (11)), die nach Bristow (9) obligat mit einer gleichzeitigen Größen- und Lageveränderung der QRS-Schleife einhergeht. Eine T-Verlagerung nach rechts und hinten wurde bei bestehender Linkshypertrophie und zusätzlicher, autoptisch nachgewiesener Koronarsklerose beobachtet (Murata (4o)). Dagegen fand Libretti (3o) eine große Streuung der T-Richtung bei Hypertonikern mit Endstreckenveränderungen. Als kritische Winkel für das Bestehen einer Linkshypertrophie wurden H^{o} = $+4o^{o}$ (Mori (38) bzw. H^{o} = $+7o^{o}$ (Toyama (55), Romhilt (44)) angegeben. Der Umlaufsinn der T-Schleife hat nach Murata (4o) und Harumi (22) eine enge Beziehung zu deren Richtung. Mit Vergrößerung der T-Winkel steigt der Anteil der Schleifen im Uhrzeigersinn an, bei Winkeln über H^{o} = $+13o^{o}$ auf 100 %. Die Zunahme des horizontalen T-Winkels hat zwangsläufig eine Zunahme des QRS/T-Winkels zur Folge, zumal Linksbelastung zu einer Verlagerung des Maximalvektors nach links hinten führt. Varriale (57) billigt dem

horizontalen QRS/T-Winkel wegen der gefundenen großen Streuung keinen diagnostischen Wert zu, während Bristow (9) in 2/3 der untersuchten LVH-Fälle einen vergrößerten Winkel feststellte und Mori (38) einen Wert von $+50^{\circ}$ und mehr als diagnostisches Kriterium für eine vorliegende LVH angibt (s. Tab. 6).

Diese Ergebnisse über das Verhalten der horizontalen T-Schleife können aufgrund der hier erhobenen Befunde zum Teil bestätigt werden. Als Ausdruck der T-Schleifenverlagerung nach rechts vorn kann eine statistisch signifikante Zunahme des QRS/T-Winkels bei Linksbelastung auf $100{,}5^{\circ}$ gegenüber 40° bei normaler Hämodynamik festgestellt werden (s. Tab. 1 und Abb. 5). Eine nach rechts und hinten verlaufende T-Schleife ist nur in wenigen Fällen mit schwerster Hypertonie zu beobachten. Dagegen ist in der Umlaufrichtung der T-Schleife, die oft schwer zu eruieren war, zwischen den beiden Patientengruppen kein entscheidender Unterschied nachzuweisen (s. Tab. 2).

V 2. a) Die besten Kriterien für die Diagnose einer pathologischen Veränderung sind die, die folgende Anforderungen erfüllen:

1. Eine hohe Empfindlichkeit (Sensibilität);
2. keine Überdiagnostizierung normaler Befunde (Spezifität);
3. eine gute Abgrenzung gegenüber anderen pathologischen Veränderungen.

Um die Prozentzahlen für die Sensibilität sehr hoch und für die Spezifität sehr gering zu halten, wird man sich zur Herausfindung der annehmbarsten Kompromißlösung auf die Kombination verschiedener Kriterien stützen. Als wichtigste Veränderung ist die Zunahme der QRS-Voltage anzusehen. Im Gegensatz zu Bristow (9), der bei der LVH-Diagnose eine alleinige T-Veränderung für zu unspezifisch hält, stellt Murata (4o) bei gleicher Spezifität von pathologischer T-Schleife bzw. QRS-Amplitude (je 7,7 %) eine weit höhere Sensibilität der veränderten T-Schleife gegenüber der QRS-Voltage fest.

Die Kombination der hier erarbeiteten Kriterien berücksichtigt drei vektorkardiographische Veränderungen, die weiter oben schon besonders hervorgehoben wurden, nämlich die Zunahme der QRS-Amplitude, des QRS/T-Winkels und der Dauer der Erregungsausbreitung. Dabei wurde ein Punktsystem benutzt, das drei Diagnosemöglichkeiten (LVH, LVH-Verdacht, keine LVH) zuläßt. Im einzelnen wurden die folgenden drei Meßgrößen zugrunde gelegt (s. Tab. 6):

1. Räumlicher Maximalvektor: Nach der Untersuchung von Mori (38) übertreffen die räumlichen Meßwerte, hier die dreidimensionale Vektorgröße, die planaren an Empfindlichkeit. Das Geschlecht der Patienten wird bei der Verteilung der Punkte für die Höhe der Voltage berücksichtigt. Die Punktzahlen sind so ausgelegt, daß die Diagnose LVH allein auf Hochvoltage hin, ohne daß eine pathologische Veränderung der T-Schleife vorliegt,

Toyama und Mitarbeiter Jap.Circulation J.30,1966 Hypertonie- und Aorteninsuffizienzfälle	Varriale, Alfenito u. Kennedy Circulation 33, 1966 50 LVH-Fälle	Upshaw American Heart J. 74, 1967 20 LVH-Fälle	Mori u. Mitarbeiter Jap.Circulation J.32, 1968 120 Hypertonie- und 24 Aorteninsuff.-Fälle	Vorliegende Arbeit 75 Hypertonie-Fälle
Horizontalebene: 1. QRS-Max. Vektor ≥ 2,00 mV 2. T-Schleife > + 70° nach vorn verlagert	Horizontalebene: 1. QRS-Max. Vektor ≥ 2,00 mV 2. Richtung ≥ - 30° Sagittalebene: 3. QRS-Max. Vektor ≥ 1,60 mV 4. Richtung ≤ +30° Frontalebene: 5. QRS-Max. Vektor ≥ 2,00 mV	Horizontalebene: 1. QRS-Max. Vektor ≥ 1,50 mV 2. Richtung ≥ - 18° Sagittalebene: 3. QRS-Max. Vektor ≥ 1,20 mV 4. Richtung ≤ +50° Frontalebene: 5. QRS-Max. Vektor ≥ 1,25 mV	Horizontalebene: 1. QRS-Max. Vektor ≥ 2,00 mV 2. QRS/T-Winkel ≥ 50° 3. QRS/T-Verhältnis ≥ 5,5 4. T-Schleife ≥+40° nach vorn verlagert	Pkt. 1.räuml.Max. Vektor ≥ 2,00 mV 3 b. Frauen ≥ 1,70 mV 3 räuml.Max. Vektor 1,70-1,99 mV 2 b.Frauen 1,50-1,69 mV 2 2.QRS/T Winkel in Horizontalebene ≥ 150° 3 100°-149° 2 3.Zeitpunkt des räuml.Maximalvektors t_1 > 50 msec 1
1 Kriterium erfüllt: LVH	4-5 Kriterien erfüllt: LVH 3 Kriterien erfüllt: LVH ist wahrscheinlich 2 Kriterien erfüllt: LVH nicht ausgeschlossen	4-5 Kriterien erfüllt: LVH 3 Kriterien erfüllt LVH ist wahrscheinlich 2 Kriterien erfüllt LVH nicht ausgeschlossen	1 Kriterium erfüllt: LVH	5-7 Pkt.: LVH 3-4 Pkt.: LVH-Verdacht

Tabelle 6: Vergleich der Vkg-Kriterien für LVH in der Literatur

nicht möglich ist. Damit wird bei jugendlichen Patienten ein Ansteigen der Spezifität ausgeschlossen. In der Literatur (3, 31) wird der Vmax bis zu einer Potentialdifferenz von 1,5 mV als normal gewertet. Bei Frauen findet dieser Wert als unterste Grenze einer pathologischen Veränderung Berücksichtigung.

2. QRS/T-Winkel in der Horizontalebene: Wie weiter oben schon festgestellt wurde, gibt der vergrößerte QRS/T-Winkel in erster Linie die Veränderung der T-Schleife wieder. Nur extreme Dorsalverlagerungen der QRS-Schleife machen sich besonders bemerkbar. Eine Linkshypertrophiediagnose kann auch hier nicht nur aus dieser einen Veränderung heraus gestellt werden; zumindest muß man dazu gleichzeitig eine mäßig vergrößerte QRS-Amplitude beobachten. Wie beim räumlichen Maximalvektor, wurde auch hier zwischen zwei verschieden großen Abweichungen vom Normalbefund unterschieden. Mit 100° als untersten Wert liegt der pathologische Bereich weit über der Summe aus Mittelwert und der zweifachen Standardabweichung ($\bar{x} + 2s$) des Normalbefundes, die in der Literatur (9, 39, 4o) als Grenzwert für diagnostische Kriterien angegeben ist.

3. Zeitpunkt des räumlichen Maximalvektors t_1: Bei der Bewertung der verzögerten Erregungsausbreitung, repräsentiert durch den Zeitpunkt des Vmax t_1, wurde im Gegensatz zu den beiden anderen Parametern nicht nach der Schwere der Veränderung in zwei Gruppen unterschieden. Die obere Normgrenze ist auf 5o msec festgesetzt und liegt damit knapp unter der Summe aus Normalwert und dreifacher Standardabweichung ($\bar{x} + 3s$). Ist dieses Kriterium erfüllt und liegt bei einem Patienten zusätzlich ein mäßig vergrößerter Vmax und QRS/T-Winkel vor, so ist die Diagnose Linkshypertrophie möglich. Besteht aber nur eine weitere pathologische Veränderung, kann die Diagnose lediglich LVH-Verdacht lauten.

Die hier aufgestellten Linkshypertrophiekriterien sind bei Berücksichtigung des untersuchten Krankengutes relativ streng bemessen. Bei ihrer Anwendung ist man in der Lage, eine mäßige, klinisch relevante LVH festzustellen und sie gegen das Bild einer physiologischen, jugendlichen Hochspannung abzugrenzen. Wie die Tabelle 7 zeigt, ist bei Kombination der drei Kriterien in einem Normalkollektiv von 5o Patienten bei keinem Probanden eine Linkshypertrophie diagnostiziert worden (Spezifität = O %). Die Vektorkardiogramme von insgesamt drei Patienten (zwei Männer, eine Frau) wurden als für Linkshypertrophie verdächtig angesehen. Davon hatten zwei Patienten (ein Mann und eine Frau) eine erhöhte QRS-Voltage (= 3 Punkte) und der dritte Patient einen auf 116° vergrößerten QRS/T-Winkel sowie einen an der untersten Grenze des als pathologisch angesehenden Bereiches liegenden Zeitpunkt t_1 (= 2 Pkte. u. 1 Pkt.).

		L V H	Verdacht L V H	keine L V H	falsch positiv
VKG-Kriterien	gesamt	0,0 %	6,0 %	94,0 %	0,0 %
	Männer	0,0 %	9,1 %	90,9 %	0,0 %
	Frauen	0,0 %	3,6 %	96,4 %	0,0 %

Gesamtkollektiv: 50 Fälle = 100 %
Männer: 22 Fälle = 100 %
Frauen: 28 Fälle = 100 %

Tabelle 7: Spezifität der Linkshypertrophiekriterien im Ableitungssystem nach FRANK.

V 2. b) Die in der Literatur bereits beschriebenen quantitativen Kriterien für die Diagnose einer Linkshypertrophie sind in der Tabelle 6 zusammengestellt. Die ersten vergleichbaren Angaben finden sich in der Arbeit von Toyama (55) aus dem Jahre 1966. Für den Nachweis einer LVH wird nur die horizontale Vektorschleife benötigt, bei entweder über 2,0 mV vergrößertem QRS-Vektor oder über $+70^{o}$ nach vorn verlagerter T-Schleife. Die entsprechenden Normalwerte sind mit $\bar{x}$ = 1,28 $\pm$ 0,39 mV für $H^{o}t_{2}$ und $\bar{x} = 0^{o} \pm 70^{o}$ für den Winkel der T-Schleife angegeben. Der aufgeführte Anteil der falsch-positiven Diagnosen bei einem Normalkollektiv von 50 Patienten ist mit 2 % sehr gering. Ein autoptischer Nachweis der LVH, der allein eine genaue Kontrolle der Empfindlichkeit der Kriterien zuläßt, findet sich weder in dieser noch in den noch zu zitierenden Arbeiten. Aus diesem Grund und wegen der Unterschiedlichkeit der untersuchten Patientengruppen läßt sich die Sensibilität der einzelnen Kriterien nicht direkt miteinander vergleichen.

Die von Varriale (57) angegebenen Kriterien beziehen sich auf 50 klinisch erwiesene LVH-Fälle, davon 30 Hypertoniker mit einem diastolischen Blutdruck von über 110 mmHg, und berücksichtigen die Voltage des QRS-Maximalvektors in den drei Ebenen sowie dessen Richtung in der Horizontal- und Sagittalebene. Der QRS/T-Winkel geht bei Varriale wegen der festgestellten großen Streuung nicht in die Kriterien ein.

In der Literatur sind die empfindlichsten Kriterien von Upshaw (56) beschrieben. Sie wurden anhand eines Kollektivs von 20 ambulanten Patienten mit klinisch nachweisbarer (verlagerter Spitzenstoß, Röntgenbild, Sokolow-Lyon-Index) aber nicht schwerwiegender Linkshypertrophie aufgestellt. Die Meßparameter sind dieselben wie bei Varriale, nur die Grenzen des als pathologisch angesehenden Bereichs sind weiter in Richtung des Normalbefundes verschoben. Dadurch werden Patienten schon mit relativ leichten Veränderungen erfaßt und eine beginnende

Linkshypertrophie erkannt. Auf der anderen Seite tritt dafür besonders bei Jugendlichen ein Verlust an Spezifität ein. Bei nur 15 % eines Normalkollektivs wurde die Diagnose "eindeutig keine LVH" gestellt, bei 20 % lautete die Diagnose (falsch-positiv) "LVH". Bei Upshaw ist die Frage nach der Rangordnung von hoher Empfindlichkeit oder hoher Spezifität zugunsten der Empfindlichkeit beantwortet.

Die Kriterien von Mori (38) sind auf die QRS- und T-Schleife in der Horizontalebene beschränkt. Die mit 2,0 mV festgesetzte Grenze für die QRS-Voltage entspricht den Angaben von Toyama und Varriale. Wie bei Toyama findet die Richtung der T-Schleife Berücksichtigung; dazu ist außerdem ein Grenzwert von 50^{o} für den QRS/T-Winkel angegeben. In 11,0 % von 73 Normalfällen wurde eine LVH überdiagnostiziert.

Die in der vorliegenden Arbeit aufgestellten quantitativen Kriterien für den räumlichen Maximalvektor entsprechen im großen und ganzen dem von den anderen Autoren angegebenen Wertebereich für die QRS-Voltagen in den drei Ebenen. Die Anforderungen an den pathologisch vergrößerten QRS/T-Winkel sind hier mindest doppelt so groß wie bei dem von Mori (38) geforderten Wert. Durch die Einbeziehung der pathologisch veränderten Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit in die Kriterien sowie die Verknüpfung der einzelnen Parameter nach einem abgestuften Punktsystem, wird ein strenger Maßstab beim Differenzieren zwischen normalem und nicht normalem Befund gewährleistet.

V E R G L E I C H V K G - E K G

In verschiedenen Untersuchungen (2, 37) wurde bereits versucht, die Übereinstimmungen und Unterschiede zwischen dem Standard-EKG und dem orthogonalen und korrigierten Ableitungssystem nach Frank zu beschreiben. Der dabei gefundene Informationsgehalt in den skalaren Ableitungen hatte in vielen Fällen ein Analogon in den konventionellen Ableitungen. Wegen der unterschiedlichen Darstellungsweise ist ein direkter Vergleich zwischen planarem VKG und EKG nicht möglich. Die Äquivalente für die Veränderungen bei Hypertrophie der linken Kammer seien kurz erwähnt: Die Reduktion der initial nach rechts orientierten Vektoren führt zu einer Verkleinerung der Q-Zacke in V_5 und V_6. Der Potentialzunahme des QRS-Vektors entspricht die Vergrößerung der R-Zacke linkspraecordial. Mit zunehmender Dorsalverlagerung der QRS-Schleife kommt es zu einer Verkleinerung der R-Zacke in V_4 und einem Ansteigen von R in $V_{5,\ 6}$ sowie einer Vertiefung der S-Zacken in V_1 - 3. Die Verzögerung des Erregungsablaufes im Sinne eines partiellen Linksblockes äußert sich im VKG durch eine Verspätung des Zeitpunktes t_1, im EKG durch eine Zunahme der QR (QR')-Zeit über 0,05 sec. Eine nach rechts und vorn gerichtete T-Schleife bewirkt eine Inversion der T-Welle in $V_{5,\ 6}$. Die gesamte Verlagerung der QRS-Schleife in die Horizontalebene drückt sich durch einen Linkslagetyp im Extremitäten-EKG aus.

Aus den letzten Jahren liegen mehrere Arbeiten (5, 1o, 46, 62) vor, die sich kritisch mit der Erkennbarkeit der Linkshypertrophie im konventionellen EKG anhand der verbreitetesten und allgemein eingeführten diagnostischen Kriterien auseinandersetzen. In Übereinstimmung mit allen Autoren kann man feststellen, daß es ein ideales Kriterium nicht gibt, da eine hohe Empfindlichkeit immer eine sehr gute Spezifität ausschließt, und daß allgemein die Brustwandableitungen den Extremitätenableitungen überlegen sind. Romhilt (46) fand unter 33 getesteten

Kriterien das beste mit $S_{V1,2} + R_{V5} \geq 3,5$ mV (Sensibilität = 56,3 %; Spezifität = 12,5 %) heraus, und Zapfe (62) gibt die Kombination $S_{V1,2} + R_{V5,6} > 4,5$ mV (55,6 %; 19,4 %) als Optimum an. Als ein sehr spezifisches Kriterium wird der O.U.P. $_{V5,6} > 0,05$ sec beschrieben (46, 62). Für den Sokolow-Lyon-Index $S_{V1} + R_{V5,6} > 3,5$ mV liegen in der Literatur sehr verschiedene Angaben vor. Sokolow selbst (53) gibt für die Sensibilität 35 %, für die Spezifität 0 % an. Die entsprechenden Werte sind bei Baxley (5) 68 %; 27 % (in vivo Methode); bei Zapfe (62) 53,3 %; 31,4 % und bei Romhilt (46) 42,5 %; 5 % (in beiden Arbeiten Autopsiekontrolle). Um die Werte für die Empfindlichkeit möglichst hoch (53,8 %) und für die Spezifität möglichst gering (3 %) zu halten, hat Romhilt (45, 46) eine Kombination von EKG-Kriterien zusammengestellt, die folgende Gesichtspunkte berücksichtigt:

1. Amplitude von R- und S-Zacken,
2. ST-/T-Veränderungen,
3. Beteiligung des linken Vorhofs,
4. Lagetyp im Extremitäten-EKG,
5. QRS-Dauer,
6. O.U.P. in $V_{5,6}$.

Die Verknüpfung der einzelnen Kriterien geschieht mit Hilfe eines abgestuften Punktsystems, das die Differenzierung zwischen LVH, LVH-Verdacht und keine LVH zuläßt.

Eine Gegenüberstellung von verschiedenen Linkshypertrophiekriterien im VKG und EKG ist in der Tabelle 8 gegeben. Dabei muß man betonen, daß sich alle Prozentzahlen z. B. für 'diagnostizierte' LVH auf ein Kollektiv von Hypertonikern beziehen, von denen ein großer Teil kaum hypertrophische Veränderungen am Herzen haben dürfte, und sie somit nicht mit entsprechenden Werten für 'erkannte' LVH (= Sensibilität) anderer Arbeiten mit autoptisch nachgewiesenen LVH-Fällen verglichen werden können. Im einzelnen wurden mit den in dieser Arbeit aufge-

stellten und in Tabelle 6 angegebenen VKG-Kriterien (5 - 7 Punkte: LVH; 3 - 4 Punkte: LVH-Verdacht; 0 - 2 Punkte: keine LVH) zwei Kombinationen von EKG-Kriterien verglichen:

1. das von Romhilt (45, 46) beschriebene Punktsystem (5 und mehr Punkte: LVH; 4 Punkte: LVH-Verdacht; 0 - 3 Punkte: keine LVH), das ebenfalls QRS-Amplitude, T-Veränderungen sowie die Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit berücksichtigt

2. eine Verbindung von erfülltem Sokolow-Index und vorliegender T-Diskordanz (beide Veränderungen im EKG vorhanden: LVH; eine vorhanden: LVH-Verdacht. Diese Bewertung erscheint im Vergleich zu den streng bemessenen und ähnlich zusammengesetzten VKG-Kriterien gerechtfertigt).

Da keine Möglichkeit bestand, die Resultate pathologisch-anatomisch zu kontrollieren, wurden sie zum einen mit dem erhöhten diastolischen Blutdruck (P diastol über 11o mmHg = LVH) und zum anderen mit diastolischem Blutdruck und Röntgenbefund (P diastol über 11o mmHg + Linksverbreiterung des Herzens = LVH) verglichen.

Betrachtet man zunächst das untersuchte Kollektiv insgesamt, so fällt auf, daß die relativ strengen VKG-Kriterien dem EKG an Empfindlichkeit in keiner Weise nachstehen. Etwas unterlegen erscheint das von Romhilt angegebene Punktsystem. Der Anteil der falsch-negativen Diagnosen 'keine LVH' ist rund doppelt so groß wie bei den VKG-Kriterien und der Kombination aus Sokolow-Index und T-Diskordanz; außerdem ist es nach der Gegenüberstellung mit dem Thorax-Röntgenbefund und Blutdruck am wenigsten spezifisch. Die besten Werte finden sich hier für die VKG-Kriterien. Bei den Prozentzahlen für den Anteil an Männern ergibt sich ein ähnliches Bild. Die

			L V H	Verdacht L V H	keine L V H	im Vergleich zum diastolischen Blutdruck und Röntgenbefund		im Vergleich zum di stolischen Blutdru	
						falsch negativ	falsch positiv	falsch negativ	falsch positiv
VKG	Kriterien (FRANK)	gesamt	28,0 %	24,0 %	48,0 %	10,7 %	1,3 %	16,0 %	2,7 %
		Männer	37,5 %	18,8 %	43,7 %	10,4 %	2,1 %	13,3 %	4,4 %
		Frauen	11,1 %	33,3 %	55,6 %	11,1 %	0,0 %	22,2 %	0,0 %
EKG	Punktsystem nach ROMHILT	gesamt	23,6 %	9,7 %	66,7 %	20,8 %	5,6 %	30,6 %	8,3 %
		Männer	26,7 %	11,1 %	62,2 %	22,2 %	4,4 %	28,9 %	8,9 %
		Frauen	18,5 %	7,4 %	74,1 %	18,5 %	7,4 %	33,4 %	7,4 %
	SOKOLOW-Index und T-Diskordanz	gesamt	27,8 %	34,7 %	37,5 %	9,7 %	1,4 %	15,3 %	5,6 %
		Männer	42,2 %	31,1 %	26,7 %	6,7 %	2,2 %	4,2 %	8,9 %
		Frauen	3,7 %	40,8 %	55,5 %	14,8 %	0,0 %	29,6 %	0,0 %

VKG:

Gesamtkollektiv: 75 Fälle = 100 %
Männer: 48 Fälle = 100 %
Frauen: 27 Fälle = 100 %

EKG:

Gesamtkollektiv: 72 Fälle = 100 %
Männer: 45 Fälle = 100 %
Frauen: 27 Fälle = 100 %

Tabelle 8: Linkshypertrophiekriterien bei Hypertonie im System nach FRANK und im konventionellen EKG (Punktsystem nach ROMHILT und SOKOLOW-Index in Verbindung mit T-Diskordanz) in Korrelation zu diastolischem Blutdruck (> 110 mm Hg) und Röntgenbild (Vergrößerung des linken Ventrikels 3 Fälle waren elektrokardiographisch nicht exakt auswertbar. Siehe Text.

Werte für eine diagnostizierte LVH liegen bei allen drei Kriterienkombinationen höher als für das Gesamtkollektiv. Das Punktsystem nach Romhilt weist gegenüber den beiden anderen Kombinationen geringere Werte auf und ist weniger spezifisch. Die VKG-Kriterien bieten auch hier die größte Spezifität. Ein anderes Ergebnis zeigt sich jedoch bei Betrachtung der 27 untersuchten Frauen. Mit 18,5 % sind die meisten LVH-Fälle mit Hilfe der Romhilt-Kriterien erfaßt. Bedingt ist dieser Vorsprung durch die mit drei Punkten stark bewertete Beteiligung des linken Vorhofs. Trotzdem ist der Anteil der falsch-negativen Diagnosen größer als bei den VKG-Kriterien. Erkauft wird die etwas höhere Empfindlichkeit mit einem Anteil an falsch-positiven Befunden von 7,4 % gegenüber 0 % bei den anderen Kriterien. Würde man diese 7,4 % überdiagnostizierte Befunde von den 18,5 % LVH-Fällen subtrahieren, erhielte man mit 11,1 % den gleichen Anteil an diagnostizierten Linkshypertrophiefällen wie bei Benutzung der VKG-Kriterien. Im Vergleich zu dem so korrigierten Ergebnis mit den Romhilt-Kriterien sowie den VKG-Kriterien hat die Kombination Sokolow-Index / T-Diskordanz eine geringe Empfindlichkeit. Bei den VKG-Kriterien macht sich hier bemerkbar, daß bei der Verteilung der Punktzahlen für die Größe des Vmax das Geschlecht der Patienten berücksichtigt wurde.

So kann man zusammenfassend feststellen, daß der Informationsgehalt im VKG in Bezug auf den Nachweis einer Linkshypertrophie nicht geringer ist als im EKG. Der Vorteil des VKG bei Benutzung der angegebenen Kriterien liegt bei gleicher Empfindlichkeit in der besseren Spezifität. Die Überlegenheit des Vektorkardiogramms gegenüber dem EKG wird von vielen Autoren (9, 25, 34, 49, 61) hervorgehoben, in anderen Arbeiten (7, 28, 37) dagegen in Frage gestellt.

Prinzipielle Vorzüge des Vektorkardiogramms liegen im Ableitungssystem selbst. Die Auswertung beschränkt sich auf nur

drei skalare Ableitungen bzw. deren, durch die Orthogonalität ermöglichten, vektoriellen Addition in der anschaulichen planaren Schleifenform. Da es sich bei dem von Frank beschriebenen System um ein korrigiertes handelt, sind die Potentiale in den drei Ableitungen bzw. drei Ebenen direkt miteinander vergleichbar. Die Zukunft des VKG liegt mit Sicherheit in der automatischen Befundung, die ein weit höheren Datenanfall bewältigt und auch aufwendigere räumliche Parameter berücksichtigen kann als die hier in der Arbeit zur LVH-Diagnose herangezogenen, manuell berechneten. Da die für den Nachweis einer Linkshypertrophie angegebenen drei Meßparameter eine genaue zeitliche Analyse der QRS-Schleifen voraussetzen, erscheinen diese VKG-Kriterien für die routinemäßige, manuelle Auswertung im klinischen Alltag zu komplex und weniger praktisch. Der relativ große Aufwand an Zeit und Arbeit ist in einer grundsätzlichen Untersuchung jedoch gerechtfertigt. Mit allgemeiner Einführung der elektronischen VKG-Auswertung werden die damit in Zusammenhang stehenden Probleme hinfällig werden und die hier erarbeiteten Kriterien in ein Auswertungsprogramm eingehen können.

Z U S A M M E N F A S S U N G

Zur Beschreibung der durch eine Linksherzbelastung hervorgerufenen Veränderungen im Vektorkardiogramm wurden die nach dem korrigierten orthogonalen Ableitungssystem von Frank registrierten Vektorschleifen von 75 Hypertonikern und 50 Normalpersonen näher untersucht. Für alle 25 gemessenen und berechneten Parameter sind bei beiden Patientengruppen der Mittelwert, die Standardabweichung sowie die nach dem t-Test ermittelte Signifikanz angegeben; weiterhin wurde die Umlaufrichtung der QRS-Schleife und der horizontalen T-Schleife bestimmt. Entscheidende Unterschiede ergaben sich für die Größe und Richtung der Maximalvektoren, die Dauer der Erregungsausbreitung und die Größe des QRS/T-Winkels in der Horizontalebene. Die Zunahme der pathologischen Schleifenveränderungen mit der Blutdruckhöhe konnte anhand von drei Blutdruckgruppen mit einem P diastol. von 85 - 100 mmHg, 105 - 120 mmHg, 125 - 140 mmHg beobachtet werden. Beim Aufstellen von Korrelationen zwischen dem systolischen bzw. diastolischen Blutdruck der Hypertoniepatienten und dem räumlichen Maximalvektor sowie dem QRS/T-Winkel wurde die engste Beziehung mit einem Wert von r = 0,718 zwischen P diastol. und Vmax bei den männlichen Hypertonikern gefunden.

Bei einem Vergleich der hier erstellten Meßergebnisse mit den in der Literatur vorliegenden Normaldaten wurde zum größten Teil eine gute Übereinstimmung festgestellt. Dasselbe gilt für die Vektorkardiogramme bei Linksbelastung sowie das Verhalten der T-Schleife und des horizontalen QRS/T-Winkels. Die für abweichende QRS-Amplituden in Frage kommenden Gründe, wie Zusammensetzung des untersuchten Kollektivs nach Alter, Rasse, Geschlecht, wurden diskutiert.

Die in dieser Arbeit in Form eines Punktsystems angegebenen Kriterien für die Diagnose einer Linkshypertrophie berücksichtigen in einer Kombination die Größe des räumlichen Maximal-

vektors, den QRS/T-Winkel in der Horizontalebene sowie die Dauer der Erregungsausbreitung. Die Spezifität dieser Kriterien beträgt bei den 50 Normalfällen 0 %. Auf die Gegensätze zu bereits eingeführten Kriterien wurde hingewiesen. Bei einer Gegenüberstellung der VKG-Kriterien und bekannter EKG-Kriterien mit klinischen Befunden (Blutdruck, Röntgenbefund) konnte gezeigt werden, daß der Informationsgehalt im VKG nicht geringer als im EKG ist; dagegen wurde mit dem VKG eine bessere Spezifität erreicht.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. Abel, H. und E. Immel: Das Verhalten der Flächenvektoren im Raum bei drei verschiedenen orthogonalen Ableitungssystemen
Cardiologia 42, 219 - 229 (1963)

2. Abildskov, J. A., W. W. Street, N. Solomon, and A. H. Toomajian: Clinical Observations with the Frank Precordial Lead System
Circul. 17, 1o69 - 1o75 (1958)

3. Arnaud, P. : Information Contained in Vectorcardiograms Procedures of Analysis and Characterization of the QRS loop
Cardiologia 48, 9 - 2o (1966)

4. Baust, W., K. D. Bock, R. Dohrmann und H. Schäfer: Grundsätzliches und Experimentelles zur Deutung des EKG als Vektor
Cardiologia 25, 117 - 132 (1954)

5. Baxley, W. A., H. T. Dodge, and H. Sandler: A Quantitative Angiocardiographic Study of Left Ventricular Hypertrophy and the Electrocardiogram
Circul. 37, 5o9 - 517 (1968)

6. Beswick, F. W., and R. C. Jordan: Effect of expiratory and inspiratory breath-holding on the lead-field spatial vectorcardiogram
Amer. Heart J. 62, 379 - 39o (1961)

7. Borun, E. R., J. M. Chapman, and F. J. Massey Jr.: Computer Analysis of Frank Lead Electrocardiographic Data Recorded in an Epidemiologic Study
Amer. J. Cardiol. 18, 664 - 671 (1966)

8. Bristow, J. D.: A study of the normal Frank vectorcardiogram
Amer. Heart J. 61, 242 - 249 (1961)

9. Bristow, J. D., G. A. Porter, H. E. Griswold: Observations with the Frank system of vectorcardiography in left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 62, 621 - 633 (1961)

1o. Chou, T., R. C. Scott, R. W. Booth, and H. B. McWhorter: Specificity of the Current Electrocardiographic Criteria in the Diagnosis of Left Ventricular Hypertrophy
Amer. Heart J. 6o, 371 - 377 (196o)

11. Chou, T., R. A. Helm: Clinical Vectorcardiography
Grune and Stratton, New York and London (1967)

12. Committee on Electrocardiography, American Heart Association: Recommendations for Standardization of Electrocardiographic and Vectorcardiographic Leads
Circul. 1o, 564 - 573 (1954)

13. Committee on Electrocardiography, American Heart Association: Recommendations for Standardization of Leads and of Specifications for Instruments in Electrocardiography and Vectorcardiography
Circul. 35, 583 - 6o2 (1967)

14. Dohrmann, R. : Untersuchungen über das elektrische Feld des Herzens im homogenen Medium
Z. Kreislaufforschg. 43, 699 - 7o4 (1954)

15. Dohrmann, R. und W. Schmitt: Der Einfluß der Hypertonie auf das Vektorelektrokardiogramm, unter besonderer Berücksichtigung des Ventrikelgradienten
Arch. Kreislaufforschg. 25, 255 - 275 (1957)

16. Draper, H. W., C. J. Pfeffer, F. W. Stallmann, D. Littmann, and H. V. Pipberger: The Corrected Orthogonal Electrocardiogram and Vectorcardiogram in 51o Normal Men (Frank Lead System)
Circul. 3o, 853 - 864 (1964)

17. Duchosal, P. W. et R. Sulzer: La Vectorcardiographie Karger, Basel-New York (1949)

18. Einthoven, W., G. Fahr und A. de Waart: Über die Richtung und manifeste Größe der Potentialschwankungen im menschlichen Herzen und über den Einfluß der Herzlage auf die Form des Elektrokardiogramms
Pflügers Archiv ges. Physiol. 15o, 275 - 315 (1913)

19. Forkner, C. E., P. G. Hugenholtz, and H. D. Levine: The vectorcardiogram in normal young adults Frank lead system
Amer. Heart J. 62, 237 - 246 (1961)

2o. Frank, E. : An Accurate, Clinically Practical System For Spatial Vectorcardiography
Circul. 13, 737 - 749 (1956)

21. Grishman, A., and L. Scherlis: Spatial vectorcardiography
W. B. Saunders Co., Philadelphia-London (1952)

22. Harumi, K., S. Mashima, C. Sato, Y. Yanai, and H. Ueda: A Study on the Direction of Inscription of the Vectorcardiographic T-Loop in Left and Right Ventricular Hypertrophy
Jap. Heart J. 4, 586 - 598 (1963)

23. Helm, R. A. : Vectorcardiographic Notation
Circul. 13, 581 - 585 (1956)

24. Helm, R. A. : An Accurate Lead System For Spatial Vectorcardiography
Amer. Heart J. 53, 415 - 424 (1957)

25. Hugenholtz, P. G., M. M. Lees, and A. S. Nadas: The Scalar Electrocardiogram, Vectorcardiogram, and Exercise Electrocardiogram in the Assessment of Congenital Aortic Stenosis
Circul. 26, 79 - 91 (1962)

26. Hugenholtz, P. G., T. J. Ryan, T. Woerner, and H. D. Levine: Recognition of Anterior Wall Infarction in Patients with Left Ventricular Hypertrophy
Circul. 27, 386 - 396 (1963)

27. Hugenholtz, P. G., and R. Gamboa: Effect of Chronically Increased Ventricular Pressure on Electrical Forces of the Heart
A Correlation between Hemodynamic and Vectorcardiographic Data (Frank System) in 9o Patients with Aortic or Pulmonic Stenosis
Circul. 3o, 511 - 53o (1964)

28. Johnston, F. D. : The Clinical Value of Vectorcardiography
Circul. 23, 297 - 3o3 (1961)

29. Langner, P. H., R. H. Okada, S. R. Moore, and H. L. Fies: Comparison of Four Orthogonal Systems of Vectorcardiography
Circul. 17, 46 - 54 (1958)

3o. Libretti, A., and A. Zanchetti: Spatial Patterns of Ventricular Repolarization in Arterial Hypertension
American Heart J. 59, 4o - 52 (196o)

31. Lichtlen, P. : Klinische Vektor-Elektrokardiographie
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1969)

32. Lyon, A. F., and D. A. Belletti: The Frank Vectorcardiogram in Normal Men
Brit. Heart J. 3o, 172 - 181 (1968)

33. Massie, E., and T. J. Walsh: Clinical vectorcardiography and electrocardiography
The Year Book Publishers, Chicago (196o)

34. Mazzoleni, A., R. Wolff, and L. Wolff: The Vectorcardiogram in Left Ventricular Hypertrophy
Amer. Heart J. 58, 648 - 662 (1959)

35. McCall, B. W., A. G. Wallace, and E. H. Estes: Characteristics of the normal vectorcardiogram recorded with the Frank lead system Amer. J. Cardiol. 1o, 514 - 524 (1962)

36. McFee, R., and A. Parungao: An orthogonal lead system for clinical electrocardiography Amer. Heart J. 62, 93 - 1oo (1961)

37. Mizuno, Y., and S. Yasui: The Relation of the Conventional Electrocardiogram to Orthogonal Leads -with Special Reference of Ventricular Hypertrophy- Jap. Circul. J. 31, 1634 - 1639 (1967)

38. Mori, H., Y. Hidaka, K. Ohshita, and A. Kudo: Vectorcardiographic Criteria for the Diagnosis of Left Ventricular Hypertrophy by means of Linear Discriminant Function with Mathematical Appendix Jap. Circul. J. 32, 1723 - 1735 (1968)

39. Murata, K., H. Kurihara, S. Hosoda, M. Ikeda, and M. Seki: Frank Lead Vectorcardiogram in Left Ventricular Hypertrophy Jap. Heart J. 5, 543 - 548 (1964)

4o. Murata, K., H. Kurihara, S. Matsushita, M. Ikeda, and M. Seki: Significance of T-loop change in vectorcardiographic diagnosis of left ventricular hypertrophy Amer. Heart J. 73, 49 - 54 (1967)

41. Pipberger, H. V. : The Normal Orthogonal Electrocardiogram and Vectorcardiogram With a Critique of Some Commonly Used Analytic Criteria Circul. 17, 11o2 - 1111 (1958)

42. Pipberger, H. V., M. J. Goldman, D. Littmann, G. P. Murphy, J. Cosma, and J. R. Snyder: Correlations of the Orthogonal Electrocardiogram and Vectorcardiogram with Constitutional Variables in 518 Normal Men Circul. 35, 536 - 551 (1967)

43. Postell, W. N., R. L. Rainey, A. C. Witham, and J. H. Edmonds: Vectorcardiographic and electrocardiographic manifestations of increasing left ventricular pressure overload Amer. Heart J. 77, 33 - 44 (1969)

44. Romhilt, D. W., J. C. Greenfield, and E. H. Estes: Vectorcardiographic Diagnosis of Left Ventricular Hypertrophy Circul. 37, 15 - 19 (1968)

45. Romhilt, D. W., and E. H. Estes: Point-score system for the ECG diagnosis of left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 75 752 (1968)

46. Romhilt, D. W., K. E. Bove, R. J. Norris, E. Conyers, S. Conradi, D. T. Rowlands, and R. C. Scott: A Critical Appraisal of the Electrocardiographic Criteria for the Diagnosis of Left Ventricular Hypertrophy
Circul. 4o, 185 - 195 (1969)

47. Sano, T., H. Tsuchihashi, S. Takigawa, and T. Shimamoto: U vector loop or arc in normal subjects and in those with left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 61, 8o2 - 81o (1961)

48. Schaub, F. : Zur klinischen Anwendung des korrigierten orthogonalen VKG-Ableitungssystems nach FRANK
Untersuchungen bei Normalen
Cardiologia 4o, 1 - 16 (1962)

49. Schaub, F. : Zur klinischen Anwendung des korrigierten orthogonalen Ableitungssystems nach FRANK
Untersuchungen bei Kymmerhypertrophie
Cardiologia 4o, 323 - 345 (1962)

5o. Schellong, F. : Vektordiagraphie des Herzens als klinische Methode
Klin. Wschr. 17, 453 - 457 (1938)

51. Schmitt, O. H., and E. Simonson: The present status of vectorcardiography
Arch. int. Med. 96, 574 - 59o (1955)

52. Schubert, E. : Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie
VEB Gustav Fischer Verlag, Jena (1966)

53. Sokolow, M., and T. P. Lyon: The ventricular complex in left ventricular hypertrophy as obtained by unipolar precordial and limb leads
Amer. Heart J. 37, 161 - 186 (1949)

54. Toshima, J. Cueto, and C. W. Lillehei: Vectorcardiographic Studies in Acquired Valvular Disease
Circul. 35, 132 - 145 (1967)

55. Toyama, S., K. Suzuki, T. Ishiyama, T. Yamagami, A. Terada, and N. Tsukamoto: Vectorcardiographic Criteria of Left and Right Ventricular Hypertrophy with the Frank System
Jap. Circul. J. 3o, 189 - 194 (1966)

56. Upshaw, C. B. : Simplified clinically applicable vectorcardiographic diagnosis of left ventricular hypertrophy (Frank lead system)
Amer. Heart J. 74, 749 - 756 (1967)

57. Varriale, P., J. C. Alfenito, and R. J. Kennedy: The Vectorcardiogram of Left Ventricular Hypertrophy Analysis and Criteria (Frank Lead System)
Circul. 33, 569 - 576 (1966)

58. Wallace, A. G., B. W. McCall, and E. H. Estes: The vectorcardiogram in left ventricular hypertrophy A study using the Frank lead system
Amer. Heart J. 63, 466 - 476 (1962)

59. Wenger, R. : Klinische Vektorkardiographie
Steinkopff Verlag, Darmstadt (1969)

6o. Wilson, F. N., and F. D. Johnston: The vectorcardiogram
Amer. Heart J. 16, 14 - 28 (1938)

61. Wolff, L., R. Wolff, M. D. Samartzis, A. Mazzoleni, A. M. Soffe, L. Reiner, and S. Matsuoka: Vectorcardiographic Diagnosis - A Correlation with Autopsy Findings in 167 Cases
Circul. 23, 861 - 88o (1961)

62. Zapfe, H., A. Poppe und G. Biamino: Hypertrophie-EKG und anatomisches Substrat am Beispiel linksventrikulärer Hypertrophie
Z. Kreislaufforschg. 54, 985 - 998 (1965)

L E B E N S L A U F

Name	:	Joachim Hildebrandt geb. am 18. 11. 47 in Berlin-Spandau
Vater	:	Ingenieur Alfred Hildebrandt, 1967 verstorben
Mutter	:	Hausfrau Helene Hildebrandt, geb. Röhl
Schule	:	1. 4. 53 - 31. 3. 6o 15.Grundschule in Berlin-Spandau 1. 4. 6o - 31. 3. 67 Freiherr-vom-Stein Oberschule (Gymnasium) in Berlin-Spandau
Abitur	:	28. 2. 1967
Hochschule	:	Immatrikulation an der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin Sommersemester 1967 naturwissenschaftliche Vorprüfung :27. 3.68 Urteil :gut ärztliche Vorprüfung : 8.1o.69 Urteil :sehr gut ärztliche Prüfung : 1. 3.73 Urteil :sehr gut
Eheschließung	:	am 11. 4. 1969 mit der Chefarztsekretärin Anita Hildebrandt geb. Savickis
Berufstätigkeit:		seit dem 1. 4. 73 Medizinalassistent im Kreiskrankenhaus Lichtenfels/Bayern